

Elli Keskinarkaus ja Minna Kärnä

SÄTEILYN SIRONTA SIMULOIDUSSA TT-OHJATUSSA TOIMENPITEESSÄ

SÄTEILYN SIRONTA SIMULOIDUSSA TT-OHJATUSSA TOIMENPITEESSÄ

Elli Keskinarkaus ja Minna Kärnä
Opinnäytetyö
Kevät 2016
Radiografian ja sädehoidon
tutkinto-ohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

Tekijät: Elli Keskinarkaus ja Minna Kärnä

Opinnäytetyön nimi: Säteilyn sironta simuloidussa TT-ohjatussa toimenpiteessä

Työn ohjaajat: Anja Henner ja Karoliina Paalimäki-Paakki

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: Kevät 2016

Sivumäärä: 57 + 4

Tietokonetomografiaohjattujen toimenpiteiden suorittaminen vaatii henkilökunnan läsnäoloa valvonta-alueella säteilyä käytettäessä. Toimenpiteitä tekevillä lääkäreillä onkin terveydenhuollon henkilökunnasta suurimmat vuotuiset säteilyannokset.

Tässä opinnäytetyössä mitattiin sironneen säteilyn annosnopeuksia simuloidussa TT-ohjatussa toimenpiteessä. Työn tarkoituksena oli selvittää sironneen säteilyn määrää ja suuntaa eri kohdissa tutkimushuonetta, ja siten selvittää, missä kohdassa huonetta on säteilynkäytön kannalta turvallisinta olla. Tavoitteena oli parantaa säteilynkäytön turvallisuuskulttuuria tietokonetomografiaohjatuissa toimenpiteissä.

Tutkimus tehtiin yhteistyössä Oulun yliopistollisen sairaalan kanssa. Mittaukset suoritettiin Siemens Somaton Definition Flash TT-laitteella simuloiduissa olosuhteissa käyttäen keuhkobiopsiaprotokollaa ja antropomorfista fantomia. Annosnopeudet mitattiin käyttäen Philips DoseAware-laitteistoa. Mittaukset suoritettiin ensin nk. tyhjässä huoneessa, ilman toimenpiteessä tarvittavaa välineistöä. Toinen mittaussarja suoritettiin asettamalla huoneeseen TT-ohjatussa toimenpiteessä tarvittavat välineet, ja lopuksi näitä kahta mittaussarjaa verrattiin keskenään.

Suurimmat annosnopeudet mitattiin luonnollisesti isosentriä lähimpänä olleissa mittauspisteissä. Tästä poikkeuksena olivat gantryn molemmat laidat sekä potilaspöytä, joissa gantry ja vastaavasti potilas vaimentavat sironnutta säteilyä tehokkaasti. Toimenpidevälineet vaikuttavat säteilyn sirontaan tutkimushuoneessa. Säteilysuojaseinä antaa hyvän suojan siroavalta säteilyltä, mutta ainoastaan, jos asetetaan välittömästi ja suoraan seinän taakse. Myös gantry suojaa hyvin siroavalta säteilyltä. Toimenpidevälineet nostavat annosnopeuksia joissakin kohdissa tutkimushuonetta, ilmeisesti takaisinsironnan vuoksi.

Tutkimustuloksia voidaan käyttää hyväksi suunnitellessa henkilökunnan sijoittumista tutkimushuoneeseen tutkimuksen aikana. Mikäli huoneessa on useampia henkilöitä tutkimuksen aikana, on hyvä asettaa jokaiselle oma säteilysuojaseinä sekä säteilysuojelullisista että hygieniasyistä.

Jatkotutkimuksena voidaan mm. suorittaa mittauksia käyttäen useampia mittauspisteitä, ja käyttää mittaustuloksia esimerkiksi sama-annoskäyrien piirtämiseen. Sama-annoskäyrät antaisivat yksinkertaisen ja havainnollistavan kuvan tutkimushuoneessa olevista säteilyolosuhteista toimenpiteen aikana.

Asiasanat: Tietokonetomografia, säteilysuojelu, toimenpideradiologia, sironta, siroava säteily

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree programme in Radiography and Radiation Therapy

Authors: Minna Kärnä and Elli Keskinarkaus

Title of thesis: Scattered radiation in a simulated CT- guided procedure

Supervisors: Anja Henner and Karoliina Paalimäki-Paakki

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2016 Number of pages: 57 + 4

Performing a CT-guided procedure requires the presence of the performing staff in the controlled area during the procedure and they are therefore exposed to ionizing radiation. It is a well known fact that the radiologists and cardiologists performing image guided procedures are annually subjected to highest radiation doses among health care professionals.

In this study, the dose rates of scattered radiation during a simulated CT-guided procedure were measured. The purpose of this study was to quantify the direction and dose rates of scattered radiation at different locations inside the procedure room, and further to define the safest locations during a CT-guided procedure. The aim of the study was to improve radiation safety culture in CT-guided procedures.

The study was performed as a cooperation of Oulu University Hospital with Oulu University of Applied Sciences. The measurements were performed using Siemens Somatom Definition Flash CT-equipment and the dose rates were recorded using Philips DoseAware measuring system. An anthropomorphic phantom was used to simulate a patient. The measurements were first performed in an empty room, without procedure equipment, and the second series of measurements were made applying a full equipment used in a lung biopsy protocol.

The highest dose rates were naturally recorded immediately adjacent to the isocentre. An exception were the measuring points on both sides of the gantry and along the couch. Both the gantry and the patient effectively attenuate scattered radiation. Procedure equipment has a measurable effect on the distribution of the scattered radiation. A mobile X-ray screen barrier is an effective protection against scattered radiation if used properly. At some measuring points the procedure equipment increased the dose rates, probably due to back scatter.

The results of this study can be applied in the planning of personnel placement inside the procedure room during CT-guided procedures. A screen barrier does not provide sufficient protection unless the person(s) place themselves directly behind the screen. Procedures are performed under sterile conditions and therefore, if several members of the personnel are required inside the room, it is advisable to use individual X-ray screen barriers to avoid contamination and unnecessary exposure to radiation.

Keywords: Computed tomography, interventional radiology, image guided CT, scatter radiation, dose rate

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	6
2	SIROAVA SÄTEILY TT-OHJATUISSA TOIMENPITEISSÄ	8
2.1	Aineen ja röntgensäteilyn vuorovaikutuksesta.....	8
2.2	Sironneen säteilyn suunta ja määrä	9
2.3	Sironneen säteilyn mittaaminen	10
2.4	Tietokonetomografia toimenpideradiologiassa	12
2.5	Työntekijöille aiheutuva säteilyaltistus kuvantaohjatuissa toimenpiteissä.....	13
2.5.1	Säteilysuojelun toteuttaminen toimenpideradiologiassa.....	15
2.5.2	Henkilökunnan altistuminen ja säteilysuojelu TT-ohjatuissa toimenpiteissä	16
3	TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMA	19
4	TUTKIMUSMETODOLOGIA.....	20
5	TUTKIMUKSEN TOTEUTUS.....	22
5.1	Aineiston keruun suunnittelu	22
5.2	Aineiston keräys.....	24
5.3	Aineiston analysointi.....	32
6	TULOKSET.....	33
6.1.1	Annosnopeudet tyhjässä huoneessa	33
6.1.2	Annosnopeudet toimenpideolosuhteissa.....	37
7	TULOSTEN YHTEENVETO	44
8	POHDINTA	46
8.1	Tulosten tarkastelu	46
8.2	Tulosten luotettavuus ja eettisyys.....	49
8.3	Oppimiskokemukset ja jatkokehitysideat	51
	LÄHTEET	53
	LIITTEET	58

1 JOHDANTO

Kuvantaohjattujen toimenpiteiden määrä on ollut viime vuosina jatkuvassa kasvussa tekniikan kehittymisen ja laitekannan yleistymisen myötä. Perinteisen C-kaarella tehtävän läpivalaisutekniikan rinnalle ovat tulleet tietokonetomografiaohjatut toimenpiteet. Vuosien 2008 ja 2011 välillä läpivalaisu- ja TT- ohjattujen toimenpiteiden määrä lisääntyi 24 prosenttia ja vuonna 2011 Suomessa tehtiin jo noin 37 000 läpivalaisu- tai TT-ohjattua toimenpidettä. Koska toimenpiteiden kuvantaohjaus suoritetaan reaaliaikaisesti valvonta-alueella olevan lääkärin ohjaamana, paitsi potilas, myös toimenpidettä suorittavat ammattilaiset altistuvat ionisoivalle säteilylle. Terveysthuollon henkilöstöstä röntgen- ja muulle säteilylle altistuvia työntekijöitä on Suomessa vuosittain yli 5000. Heistä toimenpiteitä suorittavia radiologeja ja kardiologeja oli vuonna 2013 vajaa 300. Toimenpiteitä suorittavien lääkäreiden vuosittaiset säteilyannokset ovat tunnetusti säteilytyöntekijöiden joukosta suurimmat. (Tenkanen-Rautakoski 2006; Tenkanen-Rautakoski 2010; Helasvuo 2013; Pastila 2014.) Valvonta-alueella työskentelevän henkilökunnan ja muiden tutkimushuoneessa oleskelevien henkilöiden säteilysuojelun kannalta onkin oleellista tietää, mihin suuntaan ja missä määrin siroava säteily TT-ohjatun toimenpiteen aikana suuntautuu, jotta siltä osataan asianmukaisella tavalla suojautua.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kartoittaa TT-ohjattujen toimenpiteiden aikana tapahtuvan sironneen säteilyn suuntaa ja määrää. TT-laitteesta aiheutuvan säteilyn annosnopeudet eri kohdissa tutkimushuonetta saatiin selville systemaattisten annosnopeusmittausten avulla. Mittaustulosten perusteella pääteltiin, mitkä kuvaushuoneen alueet ovat toimenpiteitä suorittavalle henkilökunnalle ja mahdollisille muille läsnäolijoille turvallisimmat säteilysuojelun kannalta. Perimmäisenä tavoitteena oli siten edistää säteilynkäytön turvallisuuskulttuuria ja parantaa toimenpiteitä tekevän henkilökunnan säteilysuojelua. Vastaavia tutkimuksia on tehty kansainvälisestikin katsoen TT-ohjattujen toimenpiteiden osalta varsin vähän.

Tutkimuksessa ei mitattu työntekijöiden henkilökohtaisia säteilyannoksia, sillä tutkimuksia aiheesta on jo tehty muualla runsaasti. Tutkimus ei myöskään käsittele potilaan säteilyannoksia tai säteilysuojelua. Tässä opinnäytetyössä keskityttiin selvittämään TT-laitteen aiheuttaman sironneen säteilyn annosnopeuksia eri kohdissa kuvaushuonetta.

Opinnäytetyö toimi myös tekijöidensä oppimistapahtumana, jossa tutustuttiin tieteellisen tutkimuksen suorittamiseen aina tutkimussuunnitelman teosta tutkimuksen koejärjestelyiden toteuttamiseen ja tulosten raportointiin sosiaali- ja terveysalalla. Opinnäytetyö tehtiin yhteistyönä Oulun yliopistollisen sairaalan kanssa.

2 SIROAVA SÄTEILY TT-OHJATUISSA TOIMENPITEISSÄ

2.1 Aineen ja röntgensäteilyn vuorovaikutuksesta

Tietokonetomografiassa (jatkossa TT) käytetään kuvan tuottamiseen röntgensäteilyä. Röntgensäteily on sähkömagneettista (fotoni)säteilyä, joka tuotetaan nk. jarrutussäteilyinä (Bremsstrahlung). Aineen ja röntgensäteilyn väliset vuorovaikutusmekanismit ovat riippuvaisia sekä säteilyn lajista ja energiasta että aineen laadusta. (Dowsett, Kenny & Johnston 2006, 72, 121–122.) TT-kuvantamisessa käytettävät energiat ovat kohtuullisen matalia, maksimissaan 150 keV, joten säteilyn ja aineen välinen vuorovaikutus tapahtuu röntgensäteilyn fotonien ja kudoksen atomien elektronien välillä. Käytettävillä röntgensäteilyn energioilla aineen ja säteilyenergian välinen pääasialliset vuorovaikutusmekanismit ovat klassisen elastisen sironnan ohella epäelastinen, nk. Comptonin sironta, ja valosähköinen ilmiö.

Klassinen eli elastinen sironta tarkoittaa sirontaa, jossa fotoni vaihtaa suuntaa menettämättä energiaansa - röntgenputkesta tuleva fotoni törmää väliaineeseen, kimpoaa toiseen suuntaan ja jatkaa matkaansa samalla energialla. Se koostuu kahdesta sirontatypistä, Rayleigh'n ja Thomsonin sironnasta, ja tapahtuu matalilla säteilyn energioilla raskaassa väliaineessa l. korkean järjestysluvun (Z) atomeilla. Rayleigh'n sironnassa fotoni osuu aineen kemiallisia sidoksia muodostaviin elektroneihin ja kimpoaa vaihtaen samalla kulkusuuntaa. Thomsonin sironnassa fotoni puolestaan osuu atomin vapaaseen elektroniin. Lääketieteellisessä kuvantamisessa tapahtuvasta siroavasta säteilystä noin 10 % on elastista sirontaa. (Dowsett ym. 2006, 126–127.)

Comptonin sironta on nk. epäelastista sirontaa, jossa sekä fotonin suunta että sen energia muuttuu. Fotonin osuessa väliaineen atomin elektroniin se luovuttaa osan energiastaan elektronille, jolloin elektroni sinkoutuu pois radaltaan ja atomi ionisoituu. Alkuperäisestä fotonista jäljelle jäänyt energia jatkaa matkaansa alkuperäisestä poikkeavassa suunnassa, mutta hitaammin, eli matalampienergisenä fotonina ja matalammalla aallonpituudella. Comptonin sirontaa tapahtuu vain, kun fotonin energia on huomattavasti elektronin energiaa korkeampi, ja sen todennäköisyys riippuu, toisin kuin Rayleigh'n sironnassa, aineen elektronitiheydestä, ei sen järjestysluvusta. Lisäksi, mitä korkeampi säteilyn energia, sitä enemmän fotoni menettää törmäyksessä energiaa. (Dowsett ym. 2006, 127–128.)

Pääasiallinen vuorovaikutusmekanismi kuvantamisessa käytettävillä energioilla on valosähköinen ilmiö, jossa fotonin atomin elektroniin osuessaan luovuttaa kaiken energiansa elektronille ja lakkaa olemasta. Elektroni sinkoutuu radaltaan ja atomi ionisoituu. Kudoksessa valosähköinen ilmiö vaikuttaa etenkin alle 30 keV:n energioilla. (Sandberg & Paltemaa 2002, 44–46.) Valosähköinen ilmiö ei kuitenkaan ole osallisena potilaasta tai ympäristöstä siroavaan säteilyyn, sillä fotonin on jo luovuttanut kaiken energiansa kudokseen, ja irronnut elektroni absorboituu pian ympäröiviin kudoksiin. (Carrol 2007, 52.) Näin ollen suurin osa toimenpideradiologille siroavasta säteilystä aiheutuvasta säteilyrasituksesta johtuu Comptonin sironnasta.

2.2 Sironneen säteilyn suunta ja määrä

Sironneen säteilyn määrä on riippuvainen paitsi laitteiden yksilöllisistä eroista, myös kuvausarvoista, kollimoinnista ja käytetystä suodattimesta. (Dowsett ym. 2006, 434.) Comptonin sironnassa siroavan säteilyn energia pienenee sitä enemmän, mitä korkeaa energisempää säteily alun perin on ja mitä suuremmassa kulmassa sironnasta tapahtuu. 30 keV:n fotonin energia on 90° sironnan jälkeen vielä 97 % alkuperäisestä, kun 100 keV:n fotonilla energiaa on jäljellä enää 91 %. Comptonin sironnasta voi tapahtua kaikkiin suuntiin. (Dowsett ym. 2006, 118; Carrol 2007, 53.)

TT-laitteessa röntgenputki pyörii 360° muotoisella radalla kuvattavan kohteen ympäri. Siroavan säteilyn kulma voi olla mikä tahansa välillä 0–180°, mutta laitteen gantry vaimentaa osan tästä säteilystä, joten siroava säteily jakautuu tiimalasin muotoiselle alueelle gantryn etu- ja takapuolelle röntgenputken pyörimisakseliin nähden. Tutkimusten aikana myös potilaan keho vaimentaa laitteen pöydän päähän tulevaa siroavaa säteilyä. Sama ilmiö ei kuitenkaan ole havaittavissa laadunvarmistusmittausten aikana, kun käytetään lyhyttä, akryylistä valmistettua lieriömuotoista fantomia. (Wallace, Martin, Sutton, Peet & Williams 2012, 40; Dowsett ym. 2006, 126, 434.)

Siroavan säteilyn spektri poikkeaa primaarisäteilystä. Potilaan iholta sironnut säteily on primaarisäteilyä pehmeämpää, kun taas potilaan läpi kulkenut säteily on primaarisäteilyä kovempaa. TT-tutkimuksessa siroava säteily on joka suuntaan sironneen säteilyn summa, kun taas toimenpiteissä säteily siroaa pääasiallisesti 0–90° kattoon kohti ja 45–135° seinille. (Martin, Sutton, Magee, McVey, Williams & Peet 2012, 374.)

2.3 Sironneen säteilyn mittaaminen

Röntgensäteily on ihmisaistien ulottumattomissa, joten ainoa keino sen havaitsemiseen on käyttää sopivaa mittaria. Ionisoivan säteilyn mittaamiseen on useita menetelmiä, jotka kaikki perustuvat säteilyn ja väliaineen väliseen vuorovaikutukseen: säteily ionisoi väliaineen atomeja, jolloin vapautuu elektroneja, ja niiden synnyttämä virta tai jännite voidaan mitata. (Carroll 2011, 746.)

Yksi yleisimmistä säteilyn mittaamiseen käytetyistä mittarityypeistä on ionisaatiokammio. Ionisaatiokammiossa on kahden elektrodin välisessä sähkökentässä kaasua, joka ionisoituu säteilyn vaikutuksesta. Yleisin täytekaasu on ilma, mutta myös argonia tai argonin ja metaanin seosta voidaan käyttää. Ionisaatiossa syntyvät ioniparit - kationit (l. positiivisesti varautuneet ionit) ja elektronit - kerätään elektrodeille, jolloin syntyy mitattava sähkövirta. Syntyvä virta on verrannollinen syntyvien ioniparien määrään, yleensä yksi säteilyn fotonin irrottaa yhden elektronin. Ionisaatiokammio on tyypillistä laaja toiminta-alue ja tarkkuus, joten sitä voidaan käyttää myös hyvin pienien annosten mittaamiseen. Tavallisia käyttöalueita ovat röntgen- ja gammasäteilyn mittaaminen. (Klemola 2002, 116–117; Carroll 2011, 756.)

Toinen yleinen mittarityyppi on puolijohdeilmaisin, jonka toimintaperiaate on samanlainen kuin ionisaatiokammion. Puolijohdeilmaisimessa väliaine ionisaatiokammioista poiketen on kiinteä, yleensä pii- tai germaniumpohjainen puolijohde, ja ionisaatioiden sijaan säteily aiheuttaa elektroni-aukko-pareja. Elektroni-aukkoparit kerätään elektrodeille, ja syntyvä virta on suoraan verrannollinen elektroni-aukko-parien ja siten myös kerätyn säteilyn määrään. Puolijohdeilmaisin on huomattavasti ionisaatiokammiota herkempi, sillä elektroni-aukko-parin synnyttäminen vaatii vain kymmenesosan siitä energiasta, mikä vaaditaan ionisaatioon kaasussa. Puolijohdemittarille on tyypillistä hyvä energian erottelukyky, joten sitä käytetään usein spektrometrisissä mittauksissa. (Klemola 2002, 126–128.)

Säteilytyötä tekevien henkilökohtaisen säteilyannosten mittaamiseen käytetään yleensä nk. termoloidosimetria (TLD). TLD perustuu nk. termoluminesenssi-ilmiöön. Säteilyn havaitsemiseen käytetään epäorgaanista kiteistä materiaalia, jossa säteilyenergian absorboituessa vapautuva elektroni jää metastabiiliin energiatilaan, eräänlaiseen elektroniloukkuun, eikä pääse välittömästi reagoimaan ympäristönsä kanssa. Yleisin kide materiaali on litiumfluoridi, LiF. Elektronin vapauttamiseen tarvitaan lämpöä. Kidettä

lämmittettäessä ja elektronin vapautuessa syntyy valontuikahdus, tästä nimitys *termoloiste*. Termoloistedosimetrit keräävät informaatiota tietyn keräysjakson ajan, jonka jälkeen kiteet luetaan luentalaitteella, jossa kiteestä lämmitettäessä vapautuva valo havaitaan valomonistinputken avulla. Absorboituneen säteilyn määrä on suoraan verrannollinen luennassa piirtyvän käyrän pinta-alaan, joten näin saadaan selville keräysjakson aikana kertynyt säteilyaltistuksen määrä. Koska luenta voidaan suorittaa vasta jälkikäteen, termoloistedosimetrillä ei siten voi, ionisaatiokammioista poiketen, mitata säteilyaltistusta reaaliaikaisesti. (Klemola 2002, 132–133; Carroll 2011, 751–752.)

Muita säteilyn ilmaisimia ovat mm. Geigerputki (yleisin kannettava mittarityyppi), verrannollisuuslaskuri (α - ja β -hiukkasten toteaminen) ja tuikeilmaisoin (γ -hiukkaset). (Klemola 2002, 118–124.)

DoseAware on Philipsin ja ruotsalaisen Unforsin yhteistyössä kehittämä mittausjärjestelmä (myös Unfors RaySafe i2), jossa langattomien mittareiden (Personal Dose Meter, PDM) avulla voidaan reaaliaikaisesti mitata mittauspisteessä tietyllä ajanhetkellä olevan säteilyn annosnopeutta. Reaaliaikaisen näytön (Base Station) lisäksi laitteisto tallentaa jokaiseen mittariin tulevan signaalin mahdollistaen mittaustulosten tarkastelun jälkikäteen. Laitteeseen voidaan kytkeä useita mittareita, jotka voidaan sijoittaa mielenkiinnon kohteena olevalle alueelle toisistaan riippumatta. Mittareiden rekisteröimät annosnopeudet ja annokset voidaan jälkikäteen siirtää käsittelyä ja analysointia varten tiedostoksi käyttämällä järjestelmään kuuluvaa DoseManager-ohjelmistoa. Mittareiden toiminta perustuu kiinteässä tilassa oleviin piidiodeihin, ja ne voivat tallentaa 40 $\mu\text{Sv/h}$ – 300 mSv/h annosnopeuksia. Mittareiden kulmariippuvuudeksi on mitattu $\pm 5\%$ kulman asteilla $\pm 5^\circ$ ja vastaavasti $\pm 30\%$ $\pm 50^\circ$ ja $+200/-100\%$ $\pm 90^\circ$ mittauskulmilla. Huoneenlämmössä mittarin virhe on $\pm 5\%$. Annosnopeuksia mitattaessa laite mittaa annosnopeuden kerran sekunnissa annosnopeuden ylittäessä 40 $\mu\text{Sv/h}$. (Unfors 2011, viitattu 17.12.2015; Khosravinia, M. 2013, 4, 13, Philips 2013, viitattu 27.10.2015; Unfors RaySafe 2014, 31–32, viitattu 9.12.2015.)

2.4 Tietokonetomografia toimenpideradiologiassa

Tietokonetomografiatutkimusten määrä on laitetekniikan kehittymisen ja laitekannan kasvun seurauksena ollut jatkuvassa nousussa 2000-luvun aikana aina viime vuosiin saakka (Tenkanen-Rautakoski 2006; Tenkanen-Rautakoski 2010; Helasvuo 2013). Vuoden 2013 lopussa Suomessa oli 103 TT-laitetta (Pastila 2014, 39). Säteilyturvakeskuksen tilastojen mukaan Suomessa tehtiin vuonna 2011 3.65 miljoonaa röntgentutkimusta, joista noin 9 prosenttia oli TT-tutkimuksia. Noin prosentti kaikista tutkimuksista, vajaa 37 000 kpl, oli läpivalaisu- tai TT-ohjattuja toimenpiteitä, ja näistä 2570 oli TT-ohjattuja. Yleisin TT-ohjauksessa tehtävä toimenpide oli hermojuuren salpaus. (Helasvuo 2013, 10–12, 62.) Vertaillaessa em. vuoden 2008 ja 2011 raportteja, voidaan huomata, että TT-tutkimusten kokonaismäärä pysyi kyseisenä ajanjaksona muuttumattomana, mutta läpivalaisu- ja TT-ohjattujen toimenpiteiden määrä lisääntyi 24 prosenttia, joskin TT-ohjattujen toimenpiteiden määrä oli tuolloin hienoisessa laskussa.

Toimenpideradiologiassa TT-laitteisto on navigointityökalu. Tietokonetomografiaa on käytetty toimenpideradiologiassa ohjaavana työkaluna hyvin pian laitteen kliinisen käytön alettua, vuonna 1975, jolloin raportoitiin ensimmäinen TT-ohjattu biopsia, ja jo seuraavana vuonna menetelmää pidettiin tarkimpana biopsiamenetelmänä. (Sarti, Brehmer & Spencer 2012, 1109) Alkuvaiheessa toimenpiteiden TT-ohjaus kärsi reaaliaikaisen informaation puutteesta, mutta laitetekniikan ja tietokoneiden laskunopeuden kehittyminen mahdollistivat reaaliaikaisen TT-läpivalaisutekniikan kehittämisen. (Silverman, Tuncali, Adams, Nawfel, Zou & Judy 1999, 677; Sheafor, Paulson, Kliwer, DeLong & Nelson 2000, 939; Paulson, Sheafor, Enterline, McAdams & Yoshizumi 2001, 164.) TT-läpivalaisu kehitettiin 1990-luvulla antamaan reaaliaikaista TT-kuvaa toimenpiteen aikana perinteisen läpivalaisulaitteen tavoin (Katada 1996, abstrakti).

Toimenpideradiologiassa käytettävä laitteisto on tavallinen TT-laitteisto, mutta käyttötapa poikkeaa tyypillisestä TT-kuvauksesta. Ennen varsinaista läpivalaisua kuvattavasta kohteesta otetaan, kuten tavallisesti, suunnittelukuva, jonka avulla mielenkiinnon kohde asetetaan karkeasti oikeaan kohtaan. Ennen toimenpiteen aloittamista suoritetaan kohdealueen TT-kuvaus, jonka perusteella itse toimenpide suunnitellaan. Jotta mielenkiinnon kohde paikallistuisi hyvin ja siitä saataisiin hyvä kokonaiskuva, tavoitellaan tässä vaiheessa mahdollisimman hyvää kuvanlaatua, mikä yleensä johtaa kohtuullisen suureen säteilyannokseen. Varsinaisen toimenpiteen aikana potilaasta kuvataan tutkimuksen aikana useamman kerran samaa, ennalta valittua kohtaa, esimerkiksi biopsianeulaa ohjattaessa, kunnes neulalla saavutetaan haluttu kohde. Varsinaisen

toimenpiteen ja välineiden poiston jälkeen suoritetaan vielä yksi TT-kuvaus, jolla varmistetaan, ettei toimenpiteestä aiheutunut komplikaatioita, kuten verenvuotoa tai ilmarintaa. Lääkäri on koko toimenpiteen ajan valvonta-alueella ja ohjaa laitetta erillisen ohjainlaitteiston ja näytön avulla ohjaustilassa (ts. tarkkailualueella) olevan röntgenhoitajan avustamana. Yleisimpiä TT-ohjattuja toimenpiteitä ovat mm. erilaiset biopsiat, tuumoriablaatiot, dreneeraukset, katetroinnit ja tietyt ortopediset toimenpiteet. (Gupta, Walsh, Wang, Kachelrieß, Kuntz & Bartling 2014, 173–175.)

Tavanomaiseen C-kaarella tehtävään läpivalaisuun verrattuna TT-läpivalaisun etuna on erinomainen pehmytkudoskontrasti ja mahdollisuus saada kuvia useasta eri suunnasta, mikä lisää toimenpiteen tarkkuutta. TT-kuvaus on yleisesti saatavissa ja kontraindikaatioiden määrä on vähäinen esim. verrattuna magneettiohjaukseen. Laitte on myös helppokäyttöinen. Huonona puolena taas on iso säteilyannos korkeammasta annosnopeudesta johtuen, vaikkakin tätä mahdollisesti kompensoi tarkemman tekniikan mahdollistama lyhyempi läpivalaisu-aika. (Hoang, Yoshizumi, Toncheva, Gray, Gafton, Huh, Eastwood, Lascola & Hurwitz 2011, 778–781; Gupta, ym. 2014, 173.) Hoang *et al.* (2011, 780–781) havaitsivat tutkimuksessaan, että lannerangan alueelle tehtävässä toimenpiteessä TT-läpivalaisusta aiheutuneen potilaan efektiivisen annoksen olevan noin puolet tavanomaisen läpivalaisu-tutkimuksen annoksesta johtuen lyhyemmästä läpivalaisuajasta. He kuitenkin totesivat myös, että suurin säteilyrasitus aiheutuu TT-läpivalaisu-toimenpiteen suunnittelun vaatimasta kuvasarjasta, ei itse toimenpiteen suorituksen aikana tehdystä läpivalaisusta.

2.5 Työntekijöille aiheutuva säteilyaltistus kuvantaohjatuissa toimenpiteissä

Suomessa kaikista säteilytyötä tekevistä terveydenhuollon työntekijöistä keskimäärin suurimmat annokset saavat toimenpiteitä tekevät kardiologit ja radiologit. Terveydenhuollon henkilöstöstä röntgen- ja muulle säteilylle altistuvia työntekijöitä on Suomessa vuosittain yli 5000. Heistä toimenpiteitä suorittavia radiologeja ja kardiologeja oli vuonna 2013 vajaa 300. (Pastila 2014, 43–44.)

Ionisoivalle säteilylle työssään altistuville työntekijöille on asetettu annosrajat. Säteilytyöntekijän efektiivisen annoksen yläraja on tällä hetkellä 50 mSv/vuosi ja keskiarvo viiden vuoden aikana saa olla korkeintaan 20 mSv vuodessa. Silmän mykiön ekvivalenttiannos (mSv/vuosi) on 150,

ihon 500 ja käsien ja jalkojen 500. (Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet 2014, 5.) ICRP (International Commission on Radiological Protection) suosittelee vuonna 2011 julkaistussa kudosreaktioihin liittyvässä lausunnossaan työtekijöiden silmän mykiön annosrajaksi 20 mSv/vuosi, joka on viiden vuoden ajalta määritelty keskiarvo. Annos ei saisi ylittää 50 mSv:iä yhdenkään vuoden aikana. (ICRP 2011, 1.) ICRP:n suositusten pohjalta on vuonna 2013 laadittu uusi EU:n säteilysuojelun perusnormidirektiivi 2013/59/Euratom, joka määrittelee säteilysuojelun vähimmäisvaatimukset, joihin jäsenvaltioiden tulee pyrkiä myös annosrajojen osalta. Muutokset on pantava täytäntöön jäsenvaltioissa vuoteen 2018 mennessä. (Direktiivi 2013/59/Euratom.) Silmän mykiön annosraja on siis huomattavasti pienempi sekä ICRP:n suosituksessa että EU:n direktiivissä kuin mitä se on vielä tällä hetkellä Suomen lainsäädännössä.

Henkilökunnan työssään saama säteilyannos aiheutuu kokonaisuudessaan siroavasta säteilystä. Säteilyturvakeskuksen tilastojen mukaan vuonna 2013 suurimmat mitatut nk. syväannokset todettiin olevan toimenpideradiologeilla, joiden keskuudessa keskimääräinen annos kirjauskynnyksen ylittäneillä oli tuolloin 8.8 mSv, ja suurin kirjattu annos oli 45.1 mSv (nk. henkilöannosekvivalentteina). Suomessa dosimetrit pidetään yleensä henkilökohtaisten säteilysuojaimien päällä, joten efektiivinen annos on laskettava tapauskohtaisesti jakamalla mitattu syväannos tekijällä 10–60. (Pastila 2014, 43–44.) Tutkimuksissa on todettu, että säteilysuojaimen päältä mitatusta annoksesta on vaikea arvioida todellista efektiivistä ja ekvivalenttiannosta. (Siiskonen, Tapiovaara, Kosunen, Lehtinen ja Vartiainen 2007, 460–468.) Voidaan kuitenkin todeta, että Suomessa toimenpideradiologiensaamat annokset ovat niin pienet, että säteilytyöntekijöille asetetut annosrajat eivät ylity. (Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet 2014, 3–5.) Suomalaisen keskimääräinen säteilyannos muista kuin lääketieteellisistä lähteistä on 2.75 mSv (STUK 2009, viitattu 11.5.2015).

Heidbuchel *et al.* (2014, 946-964) ovat koonneet vastaavia tietoja kansainvälisesti: toimenpidekardiologin vuosittainen säteilyannos (efektiivinen annos) oli tyypillisesti 5 mSv. Vertailuna voidaan käyttää thoraxin PA-suunnasta otettua röntgenkuvaa, jonka keskimääräinen efektiivinen annos on 0.02 mSv. Luonnon taustasäteilyä puolestaan saadaan globaalisti keskimäärin 2.4 mSv vuodessa. Toisin sanoen toimenpidekardiologit saavat vuodessa säteilyannosta saman verran kuin 250 thoraxin PA-röntgenkuvasta tai 2.1 vuoden luonnollisesta taustasäteilyaltistuksesta. (Heidbuchel, Wittkamp, Vano, Ernst, Schilling, Picano, Mont, Jais, de Bono, Piorkowski, Saad & Femenia, 2014, 946–964.)

2.5.1 Säteilysuojelun toteuttaminen toimenpideradiologiassa

Asianmukainen tietämys säteilevästä työympäristöstä on ehto onnistuneelle säteilyaltistuksen optimoinnille. Eurooppalaiset säännökset, mm. edellä mainittu säteilysuojelun perusnormidirektiivi, edellyttävät, että henkilökunta, joka työskentelee radiologisissa toimenpiteissä, on saanut asianmukaisen säteilysuojelukoulutuksen. Suomessa Säteilyturvakeskus ohjeistaa, että säteilyn käyttöön osallistuvalla henkilökunnalla on oltava tehtäviensä edellyttämä pätevyys ja tarvittava säteilysuojelukoulutus. Koulutus- ja pätevyysvaatimuksista on säädetty sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen 423/2000 luvussa 5. Erialaisten suojavälineiden avulla pyritään pitämään työntekijöiden henkilökohtainen säteilyannos ALARA-periaatteen mukaisena, eli säteilyaltistuksen on oltava niin pieni kuin se on käytännössä mahdollista. Esimerkiksi angiografiatutkimuksissa henkilökunta käyttää lyijykumiliivejä ja -esiliinoja, silmäsuojia, suojakäsineitä sekä kattoon kiinnitettyjä tai muuten liikuteltavia läpinäkyviä lyijyseiniä. (Sanchez, Vano, Fernandez & Gallego 2010, 1210–1211; Säteilysuojelukoulutus terveydenhuollossa 2012, 3.)

Suomessa henkilökunnan säteilysuojelua ohjeistavat myös Säteilyturvakeskuksen säteilyturvallisuus- I. ST-ohjeet. Röntgentutkimusta suoritettaessa tutkimushuoneessa saavat potilaan ohella olla vain ne työntekijät, joiden läsnäolo on välttämätöntä potilaan turvallisuuden tai tutkimuksen kannalta, eli turhaa oleskelua tutkimushuoneessa on vältettävä. Potilasta lukuun ottamatta mikään tutkimusta suorittavan tai avustavan henkilön kehon osa ei saa altistua primaarisäteilylle. Kun toimenpide aiheuttaa suurta säteilyaltistusta ja tutkimus edellyttää työskentelyä säteilykeilan lähellä, on työntekijöiden käytettävä siirreltäviä tai laitteeseen kuuluvia säteilysuojia. Säteilyturvakeskus suosittelee lisäksi suojalaseja silmille, kilpirauhassuojaa sekä kattokiinnitteisiä suojalevyjä, jotka suojaavat päätä ja ylävartaloa. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014, 7.)

Säteilyturvallisuutta työpaikalla edistää etenkin hyvä turvallisuuskulttuuri. Turvallisuuskulttuurilla tarkoitetaan niitä toimintatapoja, joilla turvallisuus varmistetaan. Turvallisuutta työpaikalla luodaan toimivalla ja nopealla tiedonkululla sekä kehittämällä henkilökunnan osaamista. Edellytyksenä on kaikkien työntekijöiden ja ylimmän johdon sitoutuminen turvalliseen toimintaan ja sen kannustamiseen. On tärkeää, että työntekijät voivat olla aktiivisesti mukana kehittämässä säteilyaltistusta minimoivia toimintatapoja. (Säteilytoiminnan turvallisuus 2013, 7, 12.)

Sanchez *et al.* (2010, 1211-1213) mukaan yksi toimiva keino optimoida säteilynkäyttöä radiologisten toimenpiteiden aikana on henkilökunnan saama reaaliaikainen tieto säteilyannoksen vaihteluista toimenpiteen aikana. He totesivat, että henkilökunnan motivaatio käyttää säteilysuojaimia tehokkaasti koko tutkimuksen ajan kasvaa, jos käytössä on reaaliaikainen säteilyannoksista varoittava järjestelmä. Lääkärit pystyvät näin tunnistamaan ja mahdollisesti ehkäisemään suuret säteilyannokset ja niitä aiheuttavat tekijät tutkimuksen aikana. Säteilyannosta mittaava järjestelmä DoseAware System antaa työntekijöille mahdollisuuden parantaa henkilökohtaista suojautumista säteilyä vastaan ja vähentää töissä kertyvää säteilyannosta.

Annosnopeusmittaukset antavat hyvää tietoa henkilökunnan säteilyaltistuksesta ja niitä voidaan käyttää työkaluna riskinarvioinnissa ja säteilynkäytön optimoinnissa. Mittaustulosten perusteella voidaan esimerkiksi arvioida, milloin henkilökunnan tulee käyttää silmäsuojaimia. Ryhmä mittasi annosnopeuksia kuuden kuukauden aikana yhteensä 380 kuvantaohjatussa toimenpiteessä. Annosnopeudet mitattiin aina samassa kohtaa lähellä potilasta. Siroavan säteilyn annosnopeudet vaihtelivat huomattavasti toimenpiteestä riippuen, pääasiassa maksimiannosnopeudet olivat 5–100 mSv/h, mutta myös matalampia ja korkeampia annosnopeuksia mitattiin. Keskimääräiset annosnopeudet toimenpiteiden aikana olivat matalampia, 0.05–1 mSv/h. Suurimassa osassa toimenpiteitä pääosa toimenpiteen aikana kumuloituneesta säteilyannoksesta kertyi alle kymmenesosassa kokonaisläpivalaisuajasta ja alle prosentissa toimenpiteen kokonaisajasta. (Almén, Sandblom, Båth & Lundh 2015, 47–62.)

2.5.2 Henkilökunnan altistuminen ja säteilysuojelu TT-ohjatuissa toimenpiteissä

Rathmann *et al.* (2015, 82-89) tutkivat henkilökunnan säteilyaltistusta TT-ohjatuissa toimenpiteissä vuosina 2009–2012. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään tarkat säteilyannosmäärät sekä tekijät, jotka vaikuttavat säteilyaltistukseen. Annokset kerättiin termoloidosedosimetreillä, jotka sijoitettiin työntekijöiden lyijysuojaimien päälle: otsalle, kilpirauhaselle, rintakehälle, sukupuolielinten alueelle sekä oikealle ja vasemmalle kädelle ja jalalle. Tulosten mukaan koko kehon mediaaniannos oli 12 µSv. Otsaa lukuun ottamatta koko kehon säteilyaltistus oli merkittävästi matalampi, kun käytettiin uudenaikaista kahden säteilylähteen TT-laitteistoa verrattuna yhdellä säteilylähteellä varustettuun 16-leikkeseen TT-

laitteeseen. (Rathmann, Häusler, Diezler, Weiss, Kostrzewa, Sadick, Schoenberg & Diehl 2015, 82–89.)

Lisäksi säteilyannoksen havaittiin olevan riippuvainen toimenpiteestä: mitä monimutkaisempi TT-ohjattu toimenpide oli, sitä suurempi oli toimenpidettä suorittavan radiologin annos. Poikkeuksena oli radiologin vasen käsi, jonka annokseen ei toimenpiteen vaativuustaso vaikuttanut. Tutkimuksen johtopäätöksenä todettiin, että henkilökunnan säteilyannos TT-ohjatuissa toimenpiteissä on matala, alle 50 μSv . Ainoastaan muutamassa tapauksessa oikean käden annos oli yli 1 mSv.

Mahnken *et al.* (2012, 1475-1477) tutkivat TT-ohjattuja toimenpiteitä tekevän henkilökunnan alavartalon säteilysuojaimien tehokkuutta. Tutkimuksessa käytettiin 128-leikkeen dual TT-laitetta ja Alderson-Rando fantomia. Mittaukset tehtiin 0.5 mm lyijyä vastaavan säteilysuojan kanssa ja vertailun vuoksi myös ilman sitä. Mittaukset tehtiin gantryn molemmin puolin ja useissa eri korkeuksissa niissä kohdissa, missä toimenpiteitä tekevä lääkäri todennäköisesti seisoo TT-ohjattujen toimenpiteiden aikana. Alavartaloa suojaavaa lyijyesiliinaa vastaava lyijymateriaali asetettiin gantryn ja mittausvälineen väliin sille alueelle ja korkeudelle, missä toimenpidettä tekevän työntekijän alavartalo sijaitsee. Tutkimuksen tulosten mukaan alakehon suoja vähentää siroavaa säteilyä 38,2 prosenttia 150 cm:n kantomatkalla lyijysuojan ympärillä. Suojaus on erityisen tehokas 50 cm ja 100 cm korkeuksilla lattian tasosta pöydän sivuilla sekä lähellä laitteen isosentriä. (Mahnken, Sedlmair, Ritter, Banckwitz & Flohr 2012, 1475–1477.)

Säteilysuojien käyttö potilaan säteilyannoksen alentamiseen voi vaikuttaa myös tutkimuksen tekijän saamaan säteilyannokseen. Neeman *et al.* (2006, 1-5.) tutkivat säteilysuojien vaikutusta sekä henkilökunnan että potilaan säteilyannoksiin TT-ohjatuissa toimenpiteissä. He käyttivät säteilysuojana lyijyttömästä volframi-antimoni-polymeeristä tehtyjä peittoja, jotka käärittiin fantomin ympärille, gantryn aukkoon ripustettavaa säteilysuojaverhoa, sekä gantryn ja potilaspöydän kulmaan ripustettavaa vyötärön tasolta nilkkoihin ulottuvaa alavartalosuojaa. Lääkäri käytti myös lyijyttömiä säteilysuojakäsineitä. Mittauksissa käytetty kuvauslaite oli Philipsin 16-leikkeinen TT-laite, johon asetettiin fantomi. Mittauksia tehtiin eri etäisyyksillä TT-laitteen gantrysta 114 cm ja 84 cm korkeuksilla (arvioitu vyötärön ja sukuelinten korkeus) ja käsineillä suojatuille käsille. Tulosten mukaan työntekijän säteilyaltistus väheni eksponentiaalisesti etäisyyden kasvaessa. Kun fantomi oli kääritty kokonaan kaksikerroksiseen suojapeittoon, työntekijän säteilyannos pieneni rintakehän alueen tutkimuksessa 81.9 % 10 cm:n etäisyydellä ja

85.1 % 20 cm:n etäisyydellä. Tuloksen olivat samansuuntaisia vatsan alueen tutkimuksessa. (Neeman, Dromi, Sarin & Wood 2006, 1–5.)

Yksi- ja kaksikerroksiset nurkkaverhot vähensivät työntekijän gonadien säteilyannosta 93.3 % ja 98.7 %. Gantryn aukkoon ripustettava verho vähensi annosta 21.3 % 10 cm:n ja 34.7 % 20 cm:n etäisyydellä mitattuna. Kaksikerroksiset lyijyttömät suojakäsineet vähensivät käsien säteilyannosta jopa 97 % yhdessä muiden säteilysuojien kanssa. Johtopäätöksissä todetaan, että lyijyttömät ja kevyet volframi-antimoni -suojaimet voivat suojella tehokkaasti sekä työntekijää että potilasta siroavalta säteilyltä.

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMA

Tutkimuksella on oltava jokin määritelty tarkoitus tai tehtävä, joka ohjaa tutkimusstrategisia valintoja. Tutkimusongelma esitetään yleensä kysymysmuodossa. Tutkimuksen tarkoitus määrää kysymyksen perusmuodon. Kun tutkimuksen tarkoituksena on olla kuvaileva, se vastaa kysymyksiin, miten tai minkälainen jokin asia on. Perinteisesti tutkimusongelma harkitaan ja muotoillaan etukäteen, ja se pyritään esittämään selkeästi ja tarkkarajaisesti. (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 2009, 125–129, 137.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kartoittaa TT-ohjatun toimenpiteen aikana siroavan röntgensäteilyn annosnopeuksia tutkimushuoneessa ja selvittää edelleen turvallisimmat alueet tutkimushuoneessa toimenpiteen aikana. Tavoitteena oli parantaa säteilysuojelua ja edistää säteilynkäytön turvallisuuskulttuuria. Tutkimuksen tuloksista on hyötyä toimenpiteitä tekeville ammattilaisille, koska näin he saavat tietää, missä kohdissa huonetta ja TT-laitteen ympärillä altistuu vähiten siroavalle säteilylle. Mittaustulokset voivat edistää myös muiden tutkimuksen aikana TT-huoneessa olevien henkilöiden säteilysuojelua.

Keskeiset tutkimusongelmat, joihin tutkimuksessa pyrittiin saamaan vastauksia:

1. Millaisia siroavan säteilyn annosnopeudet ovat eri kohdissa tyhjää tutkimushuonetta?
2. Millaisia siroavan säteilyn annosnopeudet ovat eri kohdissa tutkimushuonetta simuloitun TT-ohjatun toimenpiteen aikana?

Ensimmäisen tutkimusongelman kysymyksessä tyhjällä huoneella tarkoitetaan sitä, että kuvaushuoneessa on ainoastaan kiinteät kalusteet tarvikkeineen seinien vierustoilla ja katossa, kuvauslaite ja fantom. Toisessa kysymyksessä simuloitu TT-ohjattu toimenpide tarkoittaa kuvaushuonetta, jossa on oikeassa TT-ohjatussa toimenpiteessä käytetyt välineet paikoillaan. Huoneessa on siis edellä mainittujen lisäksi säteilysuojaseinä, monitori, instrumenttipöytä, infuusionesteteline, roskakori ja varjoaineruisku niissä kohdissa huonetta, missä ne olivat mallitutkimuksena käytetyn TT-ohjatun keuhkobiopsian suorittamisen aikana. Tuloksien perusteella huoneessa työskentelevä henkilökunta voi suunnitella sijoittumisensa siten, että säteilyaltistus jää mahdollisimman pieneksi.

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tämän opinnäytetyön tutkimusmenetelmä oli kvantitatiivinen eli määrällinen. Määrällisen tutkimuksen tavoitteena on selvittää, kuinka paljon tai miten usein jotain ennalta määriteltyä mitattavaa ominaisuutta on tai esiintyy. Menetelmä kuvaa yleisesti muuttujien välisiä suhteita ja eroja. Muuttuja on tietty asia, josta halutaan tietoa tutkimuksessa. Mittari on tutkittavaan asiaan soveltuva väline, jolla saadaan määrällinen tieto muuttujasta. Mittaamisella määritetään luontoon liittyvät ilmiöt mitta-asteikolle. (Vilkkä 2007, 13–14, 16.)

Kvantitatiivisen tutkimuksen keskeisiä piirteitä ovat käsitteiden määrittely, hypoteesien esittäminen, aiemmat teoriat, johtopäätökset aiemmista tutkimuksista, koejärjestelyjen tai aineiston keruun suunnitelma, muuttujien esittäminen taulukkomuodossa, aineiston muuttaminen tilastollisesti käsiteltävään muotoon ja päätelmien teko havaintoaineistoa analysoimalla. Kvantitatiivisen tutkimuksen taustalla on ajattelutapa, jonka mukaan tieto on peräisin suorasta aistihavainnosta ja näihin havaintoihin perustuvasta loogisesta päättelystä. (Hirsijärvi, Remes & Sajavaara 2009, 139–140.)

Kvantitatiivisella tutkimusmenetelmällä tietoa tarkastellaan numeerisesti. Tutkimuksen aihetta ja sen ominaisuuksia käsitellään siis yleisesti kuvaillen numeroiden avulla ja tulokset esitetään numeroina. Tutkimustiedon kerättyään tutkija tulkitsee ja selittää tutkimukselle oleellisen numerotiedon ja kuvaa asioiden yhteydet ja eroavaisuudet toistensa suhteen. Tavoitteena on mahdollisimman objektiivinen eli puolueeton tutkimusprosessi, jolloin myös tutkimustulos on objektiivinen eli tutkijasta riippumaton; tutkija ei vaikuta tutkimuksen tuloksiin, vaan on puolueeton. (Vilkkä 2007, 13–14, 16.)

Määrällisen tutkimuksen tulokset esitetään yleensä taulukoiden, kuvioiden ja tekstin avulla. Taulukko on sopiva ja selkeä esitystapa silloin, kun tutkimuksessa saatua oleellista numerotietoa on paljon ja se halutaan esittää yksityiskohtaisesti. Kuvioita puolestaan voidaan käyttää havainnollistamaan ja painottamaan tietoa sekä tekemään siitä nopeasti luettavaa. Numeeristen ja graafisten esitystapojen lisäksi tutkija tulkitsee tulokset ja selittää niiden sisällön ja laadun lukijalle ymmärrettävällä tavalla. (Vilkkä 2007, 135.)

Kun tutkimuksessa saatuja tuloksia tulkitaan, ne asetetaan tutkimuksen ulkopuolella olevaan viitekehykseen. Käytännössä se tarkoittaa tutkijan toimenpiteitä ennen varsinaista aineiston keruuta: ongelmanasettelu, tieteenfilosofiset valinnat, menetelmävalinnat ja teoreettinen ymmärtäminen. Tutkimus- ja ammattialan perinteet, tieteelliset koulukunnat ja eri mallit ja teorial vaikuttavat tulkintaan. Tuloksia voidaan siis tulkita monin tavoin sen mukaan, mihin viitekehykseen ne on asetettu. Tulosten pohdinnan myötä tutkija muodostaa johtopäätöksiä, jotka esitetään sanallisesti. (Vilkkä 2007, 16, 147; Hirsijärvi ym. 2009, 124, 140.)

Tämä tutkimus oli sekä kartoittava että kuvaileva: tutkimuksessa selvitettiin vähemmän tunnettua ilmiötä, katsottiin, mitä tapahtuu ennalta määritellyssä ilmiössä, sekä kuvailtiin ja dokumentoitiin tapahtumat. Käytetty tutkimusstrategia oli kokeellinen tutkimus, jossa mitattiin käsiteltävää muuttujaa. Mittaukset suoritettiin etukäteen suunnitellussa koejärjestelyssä, jossa muuttujaan eli TT-laitteen siroavaan säteilyyn pyrittiin vaikuttamaan muilla muuttujilla, kuten fantomilla ja toimenpidevälineillä, ja muutokset mitattiin numeerisesti. Tutkimuksessa käytettiin systemaattista havainnointia, jossa tutkittavaa asiaa eli säteilyn annosnopeuksia mitattiin automaattisella havainnointilaitteella. Havainnointi toteutettiin strukturoidusti eli havainnot kirjattiin etukäteen suunniteltuun lomakkeeseen. (Vilkkä 2007, 29.; Hirsijärvi ym. 2009, 134–139.)

Tutkimuksen muuttujana oli siroavan säteilyn määrä TT-ohjatuissa toimenpiteissä. Tavoitteena oli selvittää, miten paljon siroavaa säteilyä on eri puolilla TT-kuvaushuonetta toimenpiteen aikana: mitkä ovat turvallisimmat alueet ja missä siroavaa säteilyä on eniten? Mittauskohteeksi valittiin annosnopeus (mSv/h), sillä mittausolosuhteet poikkesivat todellisesta TT-ohjatuista toimenpiteestä mm. eksponointien määrän ja keston suhteen, joten opinnäytetyön mittauksista kerättävät säteilyannokset eivät olisi olleet vertailukelpoisia todellisen toimenpiteen yhteydessä suoritettavien annosmittausten tuloksien kanssa. Mitattujen annosnopeuksien avulla voidaan kuitenkin hyvin havainnollistaa, missä kohdassa tutkimushuonetta huoneessa oleva henkilö saa potentiaalisesti suurimman taikka pienimmän annoksen toimenpiteen aikana. Mittaukset suoritettiin DoseAware -mittausjärjestelmän avulla, jolla selvitettiin siroavan säteilyn annosnopeuksia eri mittapisteissä.

5 TUTKIMUKSEN TOTEUTUS

5.1 Aineiston keruun suunnittelu

Tutkmusta varten tulee olla tutkimuslupa (Kuula 2011, 145.) Mittauksia varten haettiin ja saatiin tutkimuslupa Pohjois-Pohjanmaan sairaanhoitopiiriltä, ylihoitaja Kirsi Ranniston allekirjoittamana.

Tutkimuksen suunnittelussa tulee ottaa huomioon myös eettiset kysymykset. Erityisen tärkeää eettisten asioiden pohtiminen on ihmistieteissä ja tutkimuksissa, joissa aineisto kerätään suoraan ihmisiltä. (Ks. Kuula 2011, 40–65.) Kvantitatiivisessa tutkimuksessa yksilöiden tunnistamisriskiä ei yleensä ole, koska tuloksia ei kirjata yksilökohtaisesti. (Kuula 2011, 205.) Tekijöiden tietoon tämän tutkimuksen mittausten suunnittelun ja mittausten aikana joutuneita potilaiden yksilön- ja/tai tietosuojaan kuuluvia asioita koskee tekijöiden osalta vaitiolovelvollisuus, eikä potilasta voi millään tavalla yksilöidä tämän raportin, eikä havainnoinnin aikana suoritettujen muistiinpanojen perusteella. Eettisiä kysymyksiä on tarkasteltu enemmän luvussa 8.2.

Aineiston keruun suunnittelua varten tarkkailtiin tiettyä mittausten kohteena olevalla laitteella suoritettavaa toimenpidettä (keuhkobiopsia) ja henkilökunnan sijoittumista TT-laitteen ympäristössä toimenpiteen aikana. Toimenpiteen seuraamisen aikana kirjoitettiin ylös käytetyt kuvausparametrit, ja niiden perusteella valittiin tutkimusmittauksissa käytettävä kuvausprotokolla. Seurannan aikana piirrettiin hahmotelma huoneen pohjapiirustuksesta, jossa näkyivät toimenpidevälineet ja niiden sijainnit.

Mittausten toteutustapa ja mittareiden sijainnit suunniteltiin tarkasti etukäteen ennen tutkimusmittausten suorittamista käyttäen apuna seurannan aikana laadittua tutkimushuoneen pohjapiirustusta, jotta varsinaiset tutkimusmittaukset voitaisiin suorittaa mahdollisimman tehokkaasti ja aikaa säästäten. Mittauskulmat, -etäisyydet ja -korkeudet määriteltiin etukäteen siten, että annosnopeuksista tutkimushuoneessa saataisiin mahdollisimman kattavaa tietoa ja tutkimus olisi luotettava.

Oleellinen osa kokeellista tutkimusta on mittarin validiteetin l. luotettavuuden ja reliabiliteetin l. toistettavuuden varmistaminen (ks. Vilka 2007, 149–152.). Asiaa on käsitelty enemmän kappaleessa 8.2. Mittareiden toimintaa ja toistettavuutta testattiin OAMK:n röntgensimulaatiotilassa Philipsin röntgenkuvauslaitteella ennen mittauksia, jotta varmistettaisiin mittareiden luotettavuus tutkimusmittausten aikana. Eksponointeja suoritettiin erilaisilla kuvausarvoilla (usealla eri kV ja mAs.arvolla) ja eri etäisyyksillä säteilylähteestä. Lähelle toisiaan sijoitetut mittarit antoivat koemittauksissa toisiaan vastaavia annosnopeuslukemia, ja tulokset olivat toistettavia l. toistomittaukset samoilla kuvausparametreillä antoivat samanlaisia tuloksia. Mittarit todettiin toimiviksi ja käyttökelpoisiksi tutkimusmittauksia varten. Mittarit nollattiin testauksen jälkeen ennen varsinaisia tutkimusmittauksia.

DoseAware -mittausjärjestelmän lainaaminen koululta sovittiin etukäteen Anja Hennerin ja vahtimestareiden kanssa. Mittauksiin soveltuvan fantomin käytöstä sovittiin sairaalafyysikko Anna-Leena Mannisen kanssa etukäteen, ja se saatiin lainaan Oulun yliopistolliselta sairaalalta ennalta sovittuna ajankohtana.

Mittausten ajankohdasta sovittiin etukäteen Keskusröntgenin osastonhoitajan Anne Konolan kanssa. Mittaustilanteessa TT-laitteen käyttöön saatiin opastusta paikalla olleilta röntgenhoitajilta. Heiltä kyselemällä saatiin lisätietoa esimerkiksi laitteesta ja toimenpidevälineiden asettelusta.

Tässä tutkimuksessa ei ollut tarkoitus mitata henkilökunnan eikä potilaan säteilyannoksia toimenpiteen aikana. Mittaukset päätettiin suorittaa käyttäen fantomia, sillä se mahdollisti systemaattisten ja toistettavien mittausten suorittamisen. Mittausmetodiksi valittu Wallace ym. (2012, 42–44) raportoima menetelmä vaatii useita eksponointeja samalle anatomiselle alueelle, joten mittausten suorittaminen todellisessa toimenpiteessä ei olisi ollut järkevää, koska kaikkia suunniteltuja mittapistettä ei olisi voitu mitata yhdelle potilaalle tehdyn toimenpiteen aikana. Potilaan anatomia vaikuttaa sironneen säteilyn määrään ja suuntaan, joten eri potilailla tehtävät mittaukset eivät olisi olleet keskenään vertailukelpoisia, ja tulosten luotettavuus olisi oleellisesti heikentynyt. Mittausten suorittaminen vaati tutkimuksen tekijöiden toistuvaa liikkumista tutkimusalueella, mikä olisi haitannut toimenpiteen suorittamista mm. häiritsemällä potilasta ja henkilökuntaa ja myös heikentämällä hygieenisiä olosuhteita.

Mittauksien dokumentointia varten laadittiin etukäteen lomake, nk. mittauspöytäkirja (Liite 2). Jokaiselle mittarille tulostettiin oma lomake, johon kirjattiin jokaisen mittauspisteen eksponoinnin kellonaika, mittausetäisyys ja -kulma. Mittaustilanteista, kuvaushuoneesta, TT-laitteesta ja fantomista otettiin valokuvia, joita liitettiin opinnäytetyöhön tekstin tueksi sekä käytettiin pohjapiirrosten mallina.

5.2 Aineiston keräys

Aineiston keräys suoritettiin mittaamalla TT-laitteen aiheuttaman sironneen säteilyn annosnopeuksia käyttäen TT-toimenpiteissä käytettyjä kuvausarvoja. Huolellisen etukäteisdokumentoinnin ansiosta pystyttiin varsinaisessa mittaustilanteessa käyttämään samoja kuvausparametrejä ja välineistöä, joita käytettiin oikeassa toimenpidetilanteessa. Mittaukset tehtiin OYS:n Keskusröntgenissä TT-kuvaushuoneessa Siemens Somatom Definition Flash TT-laitteella (Kuvio 1), jolla tehdään säännöllisesti TT-ohjattuja toimenpiteitä. Kuvausarvoina käytettiin ”keuhkobiopsia, adult”-protokollan mukaisia 120 kV ja 20 mAs. Kyseisellä Siemensin laitteella on mahdollista käyttää toimenpiteiden aikana nk. HandCARE-annossäästöohjelmaa, johon voidaan merkitä toimenpiteen suorittajan sijoittuminen laitteen lähelle ja jonka mukaan laite säätää röntgenputken toimintaa. (Siemens 2009, hakupäivä 27.11.2015.) Vaikka järjestelmää käytetään todellisissa toimenpiteissä, näissä mittauksissa sitä ei käytetty, jotta saatiin mitattua suurimmat mahdolliset annosnopeudet ennalta määrätyissä mittauspisteissä.



KUVIO 1. Siemens Somatom Definition Flash TT-laite. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

Koska potilas vaikuttaa aina siroavan säteilyn suuntaan ja määrään, TT-laitteeseen aseteltiin isosentriin antropomorfinen, aikuista miestä vastaava raajatton CIRS ATOM fantom (malli numero 701-D) (Kuvio 2), joka demonstroi kuvattavaa potilasta. Fantom vastaa 173 cm pituista ja 73 kg painoista miestä, jonka rintakehän koko on 23 x 32 cm. Fantom on jaettu yhteensä 39 25 mm paksuiseen leikkeeseen. (CIRS 2013, hakupäivä 27.11.2015.) Fantom asetettiin laitteeseen selälleen pää gantryn aukkoa kohti, ja laitteen kuvausohjelma valittiin vastaamaan tätä asentoa.

Potilaan rintakehästä kuvattiin ensin suunnittelukuva ilman säteilymittareita, jonka jälkeen varsinaiseksi kuvausalueeksi valittiin kymmenen sentin mittainen kuvausalue solisluiden alapuolelta jalkoihin päin siten, että keskipiste sijaitsi fantomin kainaloiden tasolla. Todellisessa toimenpiteessä toimenpiteen suorittava lääkäri ei ole valvonta-alueella suunnittelukuvauksen aikana, joten tässä tutkimuksessa annosnopeusmittaukset rajoitettiin vain varsinaiseen läpivalaisuun simuloidun toimenpiteen aikana.



KUVIO 2. CIRS ATOM fantom (Kuva: Elli Keskinarkaus)

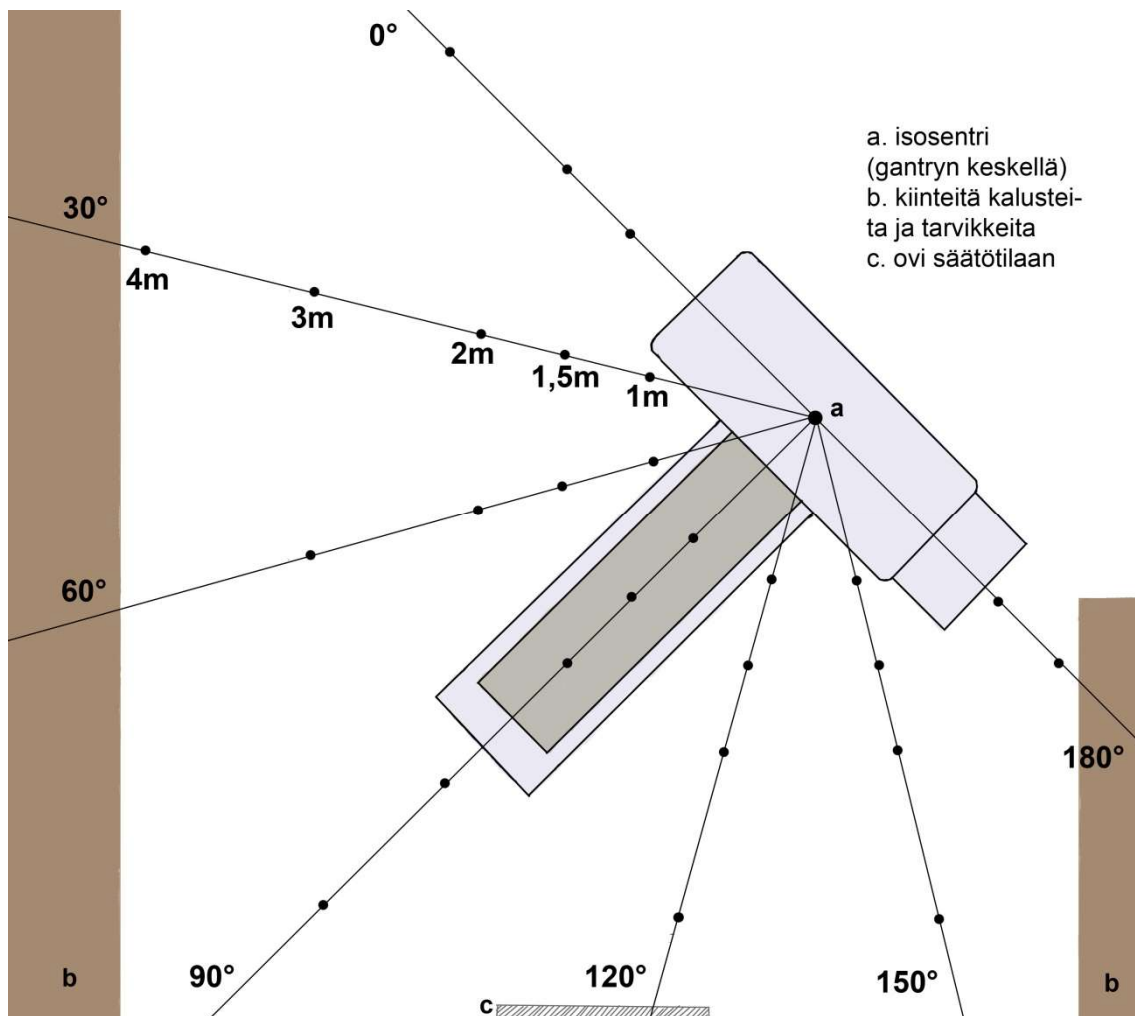
Säteilyn annosnopeuksien mittaamiseen käytettiin DoseAware -mittausjärjestelmää. Mittapisteiden valintaan käytettiin hieman muunneltuna Wallace *et al.* (2012, 42–44) menetelmää, jossa annosnopeusmittarit aseteltiin gantryn ympärille tietylle etäisyydelle ja korkeudelle isosentristä säännöllisin välimatkoin, jolloin saatiin kattava kuva TT-laitteiston ympärillä kuvauksen aikana olevista siroavan säteilyn annosnopeuksista. Mittareiden paikat valittiin niin, että ne ovat tietyllä kulman asteella sekä mahdollisimman lähellä että mahdollisimman kaukana isosentristä, huoneen ja laitteen dimensiot huomioiden.

Koska henkilökunta on työskentelyn aikana gantryn etupuolella, poikettiin Wallace *et al.* menetelmästä siten, että mittarit sijoitettiin vain gantryn sivuille ja etupuolelle. Annosnopeudet mitattiin 1.0, 1.4 ja 1.8 metrin korkeudelta jokaisessa pisteessä (Kuvio 3). Mittareiden paikat paikannettiin käyttäen apuna mittanauhaa ja kulmaviivainta. Mittauspaikat merkittiin lattiaan teipillä ennen mittausten suorittamista.



KUVIO 3. Mittarit (merkitty oranssilla) 1.0, 1.4 ja 1.8 m korkeudella. (Kuva: Minna Kärnä)

Käytössä oli seitsemän reaaliaikaisesti annosnopeuksia mittaavaa mittaria. Mittarien sijoituspaikat tutkimushuoneessa on lisäksi havainnollistettu kuviossa 4. Mittarit sijoitettiin laitteen etupuolelle puoliympyrän muotoiselle alueelle gantryn vasemmalta puolelta oikealle säännöllisin välimatkoin isosentristä katsoen. TT-laitteen potilaspöytä oli n. 1 metrin korkeudella lattiasta. Mittarit asetettiin isosentristä 0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 150° ja 180° kulmissa lähteville janoille, jolloin 0° (ja 180°) sijaitsivat gantryn rotaatiotasolla, 0° potilaspöydän päädystä gantryyn katsoen vasemmalla ja 180° oikealla, ja 90° oli siten TT-laitteen z-akselin suuntainen isosentrin läpi kulkeva jana. Kullakin janalla mittarit sijaitsivat 1.0, 1.5, 2.0, 3.0 ja enintään 4.0 metrin etäisyydellä isosentristä, huoneen seinien ja kiinteiden kalusteiden etäisyydestä sekä laitteen rakenteista riippuen.



KUVIO 4. Ensimmäinen mittausasetelma, jossa kuvaushuoneessa oli vain seinien vierellä olevat kiinteät kalusteet tarvikkeineen. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

90° kulmassa eli potilaspöydän suunnassa 1.0, 1.5 ja 2.0 metrin etäisyydellä olevat mittapisteet mitattiin vain 1.0 metrin korkeudelta, eli potilaspöydän tasossa, koska on oletettavaa, että potilaan lisäksi potilaspöydällä ei tutkimuksen aikana oleskele muita. 3.0 ja 4.0 metrin etäisyydellä olleissa mittauspisteissä potilaspöydän päädyssä mittarit sijoitettiin normaalisti kaikille kolmelle korkeudelle. Mittareiden etuosat osoittivat jokaisessa mittapisteessä kohti fantomia, jotta minimoitaisiin kulmariippuvuuden aiheuttama vaikutus mittaustuloksiin.

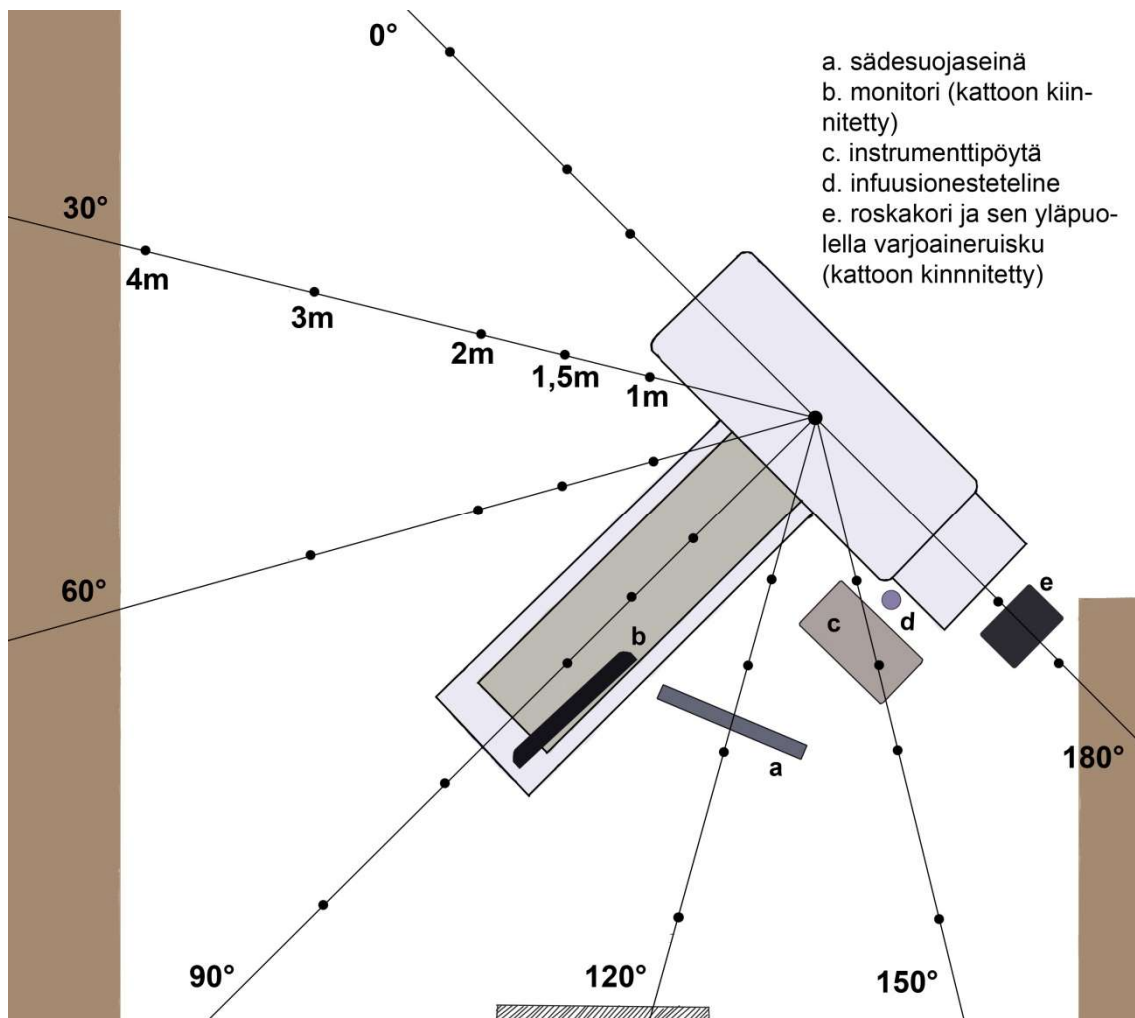
Gantryn kummallekin puolelle asetettiin kolme mittaria etukäteen määritellyille mittauskorkeuksille. Seitsemäs mittari oli potilaspöydän päällä yhden metrin etäisyydellä isosentristä ensimmäisen eksponoinnin aikana. Kahdella seuraavalla eksponoinnilla seitsemättä mittaria siirrettiin 1.5 ja 2.0 metrin etäisyyteen isosentristä.

Mittaukset aloitettiin gantryn rotaatiotasosta, gantryn vasemmalta ja oikealta puolelta eli 0° ja 180° suunnista, 1.5 metrin etäisyydeltä isosentristä. 1.0 metrin etäisyydellä sijaitsevia mittauspisteitä ei voitu mitata, sillä ne sijoituivat näissä suunnissa gantryn sisälle. Tästä edettiin aina asteittain ulommas gantrystä, kunnes kaikki mittauspisteet näistä suunnista on mitattu. 0° suunnassa mittapisteet olivat 1.5, 2.0 ja 3.0 metrin etäisyydellä ja 180° suunnassa 1.5 ja 2.0 metrin etäisyydellä. Seuraavaksi mitattiin 1.0 metrin etäisyyden mittauspisteet 30° ja 150° asteen suunnista jne, kunnes kaikki mittapisteet kaikista suunnista oli mitattu. Mittapisteet eri suunnista etäisyyksineen on esitetty taulukossa TAULUKKO 1.

TAULUKKO 1. Mittauspisteet eri kulmilla ja etäisyyksillä.

Mittauskulma (°)	Etäisyydet isosentristä (m)
0	1.5, 2.0, 3.0
30	1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 4.0
60	1.0, 1.5, 2.0, 3.0
90	1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 4.0
120	1.0, 1.5, 2.0, 3.0
150	1.0, 1.5, 2.0, 3.0
180	1.5, 2.0

Kaikkien mittauspisteiden annosnopeudet mitattiin ensin tyhjässä huoneessa. Koska säteily siroaa kaikilta reitilleen osuvilta pinnoilta, mitattiin myös toinen mittaussarja demonstroimaan sitä, miten huoneeseen asetetut säteilysuojaseinät, monitorit ja muut toimenpiteessä tarvittavat esineet vaikuttivat sironneen säteilyn annosnopeusjakaumaan eri puolilla tutkimushuonetta. Toista mittaussarjaa varten huoneeseen aseteltiin toimenpiteissä käytettävät välineet oikeille paikoilleen (kuvio 5). Näitä välineitä olivat instrumenttipöytä, varjoaineruisku, teline infuusionesteille, monitorit potilaspöydän yläpuolelle sekä säteilysuojaseinä. Mittauspisteet olivat identtiset ensimmäisen mittaussarjan kanssa, jotta mittapisteitä voitiin luotettavasti vertailla keskenään. Tutkimukselle varattu mittausaika supistui kuitenkin tekijöistä riippumattomista syistä niin paljon, että rinnakkaismittauksia ei pystytty tekemään annetun ajan puitteissa.



KUVIO 5. Toinen mittausasetelma, jossa kuvaushuoneessa oli keuhkobiopsiassa käytetyt toimenpidevälineet. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

Piirroskuvat 4 ja 5 ovat havainnollistavia ja laitteen, välineiden ja tilan mittasuhteet eivät täysin vastaa todellisuutta. Ovi säätötilaan on piirretty havainnollistamaan TT-laitteen sijoittumista kuvaushuoneessa. Seinän vierustoille piirretyt kalusteiden alueet viittaavat tilojen rajoituksiin, joiden mukaan mittausetäisyydet vaihtelivat eri mittauskulmissa. Kuviin ei ole selvyiden vuoksi piirretty katossa kiinni olevia välineitä tai niiden osia, esimerkiksi monitorien kattotelineitä ja varjoaineruiskua. Kuviossa 6 on tilannekuva mittareista 60° ja 120° kulmilla ja 1.0 metrin etäisyydellä isosentristä toimenpidevälineiden kanssa.



KUVIO 6. Mittarit (merkitty oranssilla) 60° ja 120° asteen kulmassa 1.0 metrin etäisyydellä isosentristä toimenpidevälineiden kanssa. (Kuva: Elli Keskinarkaus ja Minna Kärnä)

Eksponoinnit suoritettiin tarkkailualueelle sijoitetulla jalkapolkimella. Eksponointiaika valittiin siten, että DoseAware-järjestelmän näytön perusteella mittarien ilmoittamat annosnopeuslukemat ehtivät vakioitua johonkin tiettyyn likiarvoon kyseisen eksponoinnin aikana. Näin mittarit ehtivät koota riittävästi informaatiota tarkastelua varten. Eksponointien kesto oli noin kymmenen sekuntia. Mittausten aikana jokaisen eksponoinnin kellonaika ja sitä vastaavat mittauspisteet kirjattiin muistiin jokaiselle mittarille erikseen varattuihin mittauspöytäkirjoihin (Liite 2).

5.3 Aineiston analysointi

Mittausten jälkeen numeerinen aineisto siirrettiin mittareista Microsoft Excel-tiedostoiksi käyttäen DoseAware-järjestelmään kuuluvaa DoseManager-ohjelmistoa. Jokainen mittari purettiin erikseen omaan tiedostoonsa. Mittauspisteet yhdistettiin mittauspöytäkirjoihin merkittyjen tietojen eli kellonajan ja eksponointijärjestyksen perustella vastaavien mittareiden tallentamiin annosnopeuslukemiin.

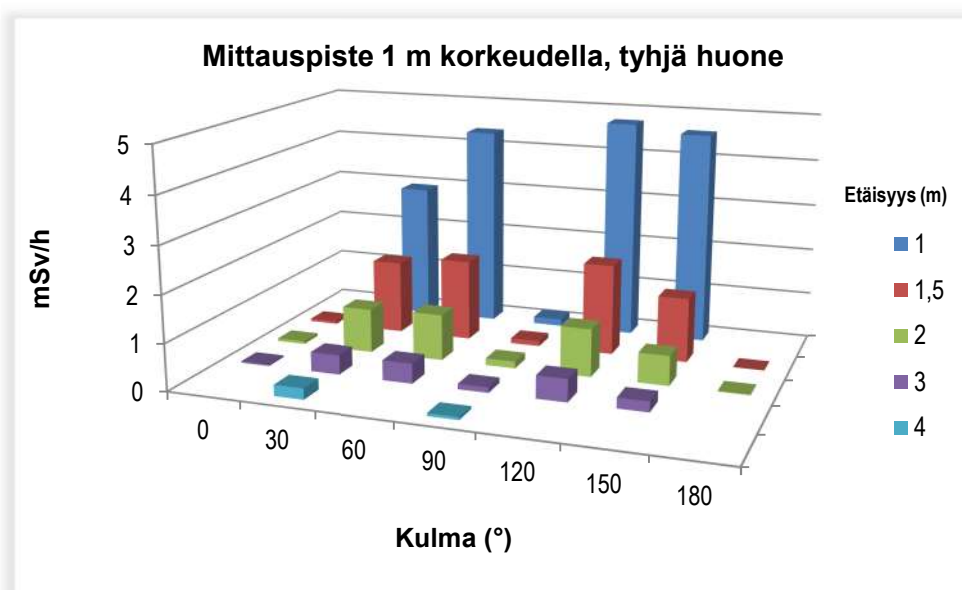
Annosnopeudet kirjattiin yksikössä mSv/h kolmen desimaalin tarkkuudella. Annosnopeuslukemat vaihtelivat eniten jokaisen eksponoinnin alussa ja lopussa. Vakioituttuaan huippuarvoon annosnopeuksien hajonta oli alle yhden mSv/h annosnopeuksilla sadasosien, ja sitä suuremmilla annosnopeuksilla kymmenyksien luokkaa. Koska vaihtelu oli suhteellisen pientä, jokaisesta eksponoinnista otettiin käsittelyyn kyseisen eksponoinnin korkein annosnopeus, jotta saataisiin selville suurimmat mahdolliset annosnopeudet toimenpiteen aikana. Rinnakkaismittauksia ei valitettavasti ajan puutteen vuoksi pystytty tekemään, joten aineiston tilastollista tarkastelua ei voitu tehdä.

Mittareiden keräämä tieto tiivistettiin taulukoihin, jotka on esitetty liitteessä 1. Kaikki tulosten käsittely, myös pylväskaavioiden piirtäminen, tehtiin MS Excel-ohjelmalla. Piirroskuvat mittausasetelmista tehtiin Photoshop CS5 -ohjelmalla. Taulukoita ja kuvia käytettiin tulosten tulkitsemiseen ja johtopäätösten tekemiseen.

6 TULOKSET

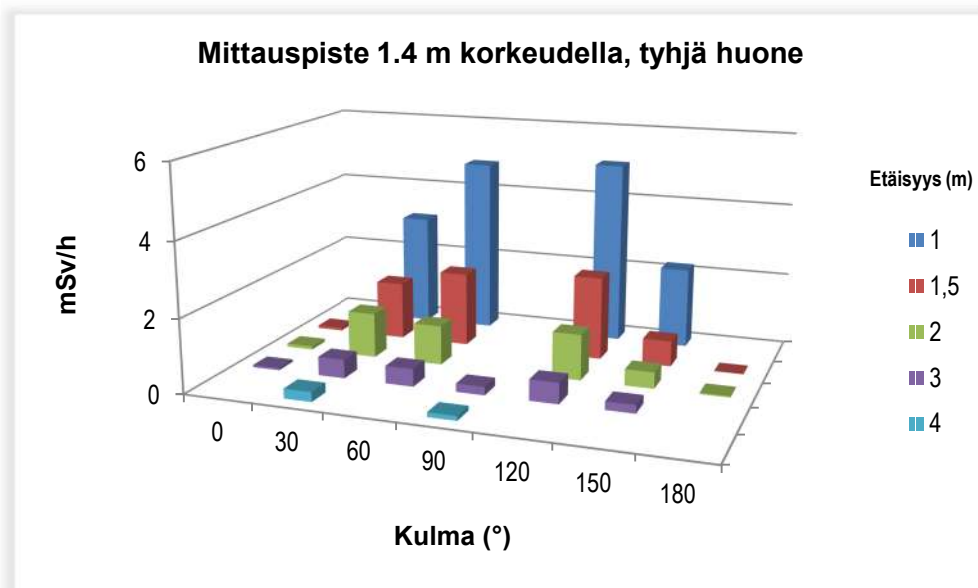
6.1.1 Annosnopeudet tyhjässä huoneessa

Siroavan säteilyn annosnopeuksia tarkasteltiin mittarin ja TT-laitteen gantryn välisen kulman suhteen. Pylväskaaviossa (Kuvio 7) on havainnollistettu kulman ja etäisyyden välistä riippuvuutta 1.0 metrin korkeudella sijaitsevista mittauspisteistä tyhjässä huoneessa. Kaavion takimmaisena rivinä pylväät kuvastavat metrin etäisyydellä olleita annosnopeuksia (mSv/h). 1.0 metrin korkeudella ja 1.0 metrin etäisyydellä annosnopeudet vaihtelivat välillä 0.147–4.738 mSv/h, ollessa pienimmillään 90° kulmalla ja suurimmillaan 120° asteen kulmalla. 0° ja 180° asteen mittapisteet puuttuvat (sijoittuvat gantryn sisälle). Jos jätetään huomiotta 90° kulmassa mitattu annosnopeus, vaihteluväli oli 2.939–4.738 mSv/h, ollessa pienimmillään 30° kulmassa.

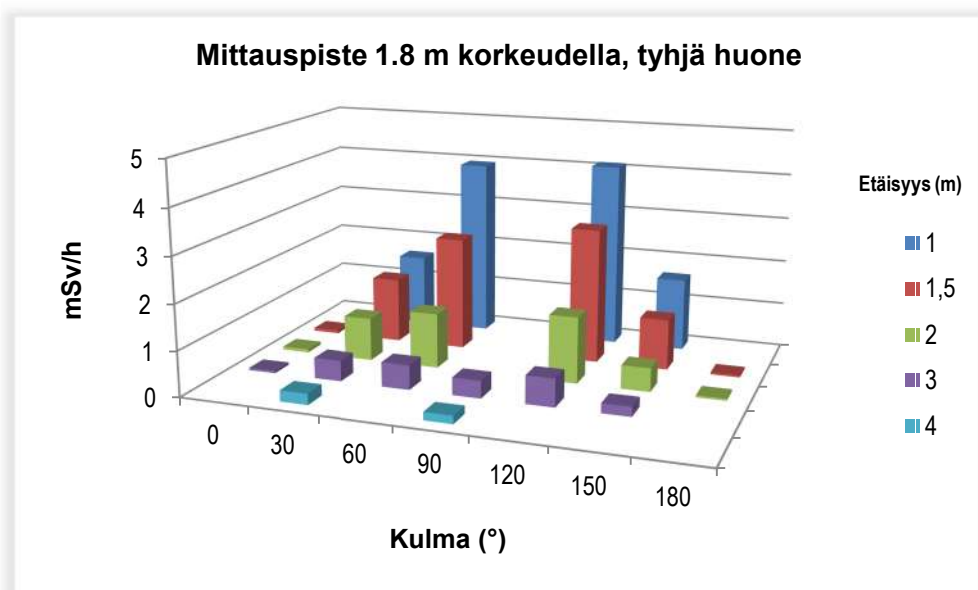


KUVIO 7. Annosnopeudet etäisyyden ja kulman suhteen tyhjässä huoneessa, 1.0 m korkeudella. (Kuva: Minna Kärnä)

1.4 ja 1.8 metrin korkeuksilla vaihteluvälit olivat vastaavasti 2.204–5.028 mSv/h (min. 150°, max. 120°) ja 1.608–4.113 mSv/h (min. 30°, max. 120°) (Kuviot 8 ja 9). Kaikkien mittapisteiden numeeriset mittaustulokset on esitetty liitteessä 1.



KUVIO 8. Annosnopeudet etäisyyden ja kulman suhteen tyhjässä huoneessa, 1.4 m korkeudella (Kuva: Minna Kärnä)

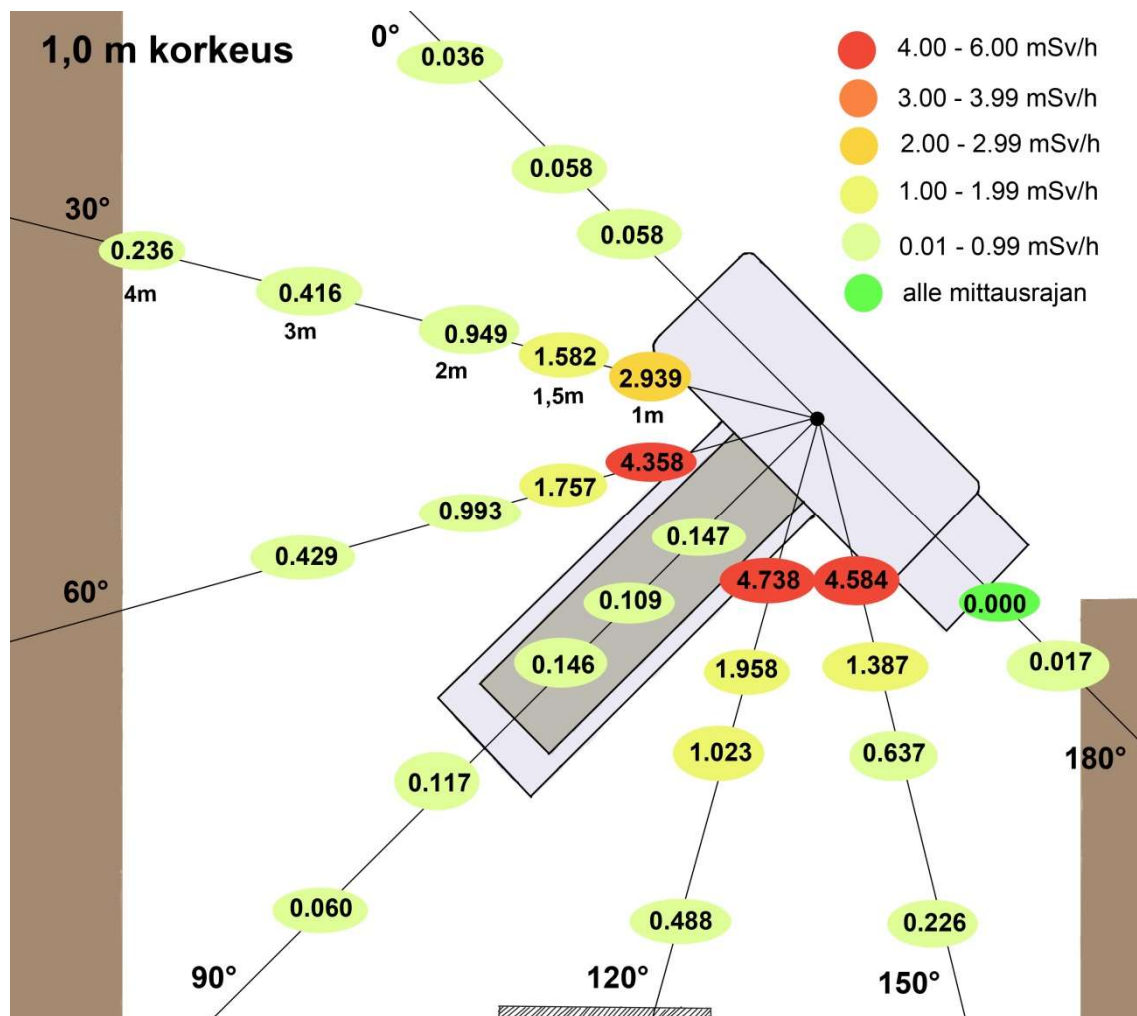


KUVIO 9. Annosnopeudet etäisyyden ja kulman suhteen tyhjässä huoneessa, 1.8 m korkeudella (Kuva: Minna Kärnä)

Korkeimmat annosnopeudet mitattiin mittauskulmissa 60° ja 120° eli lähimpänä potilaspöytää. Pienimmät annosnopeudet olivat kulmilla 0°, 90° ja 180° eli gantryn sivuilla ja potilaspöydän suuntaisesti Potilaan keho absorboi säteilystä aina osan. 90° kulmalla fantom absorboi säteilyä tehokkaasti etenkin 1.0 metrin korkeudella.

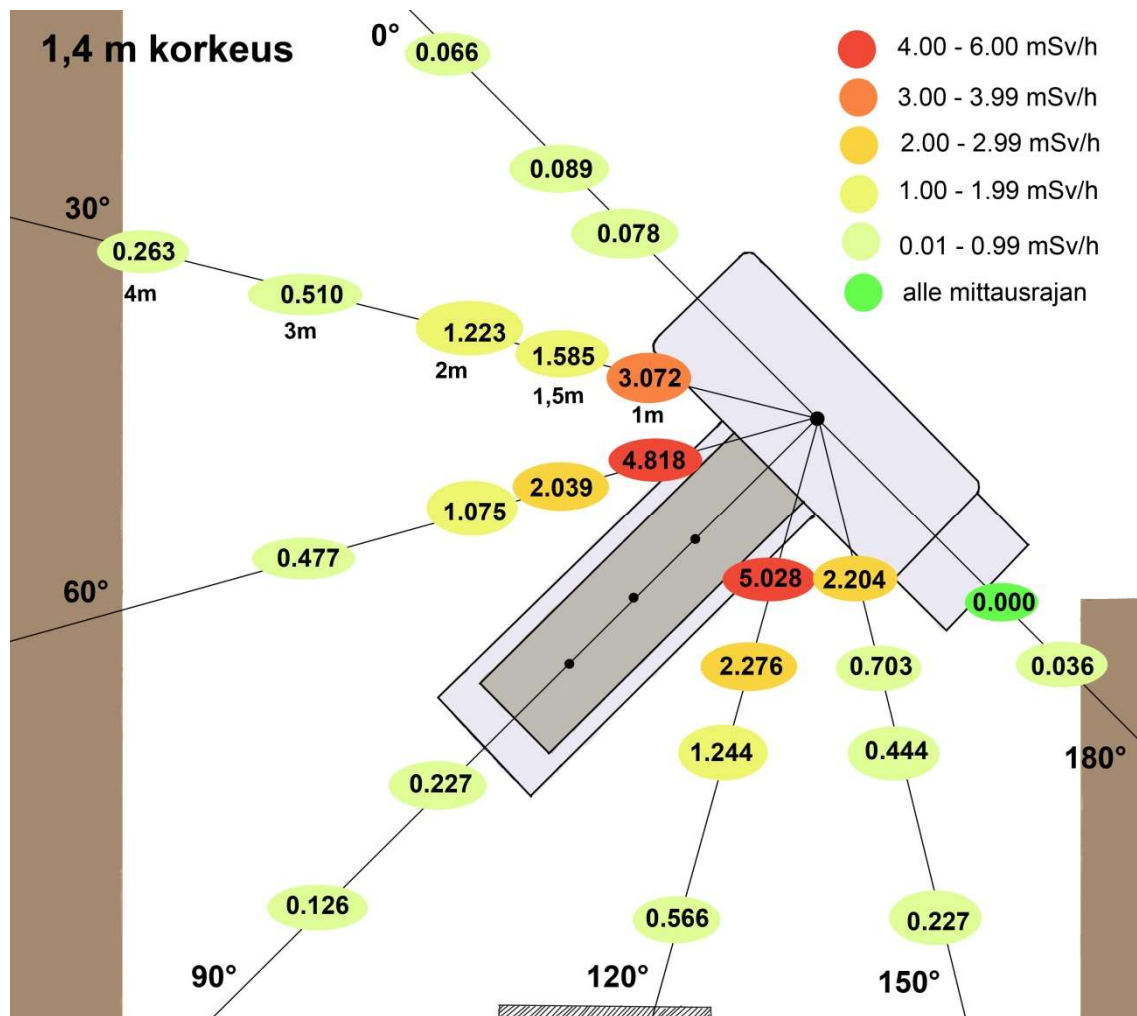
Siroavan säteilyn annosnopeudet alkavat kuitenkin nousta, kun noustaan ylempiin mittauspisteisiin eli 1.4 ja 1.8 metrin korkeuteen ja edetään 3.0 metrin etäisyydelle eli pois potilaspöydän päältä. 1.0 metrin korkeudella ja 3.0 metrin etäisyydellä annosnopeus on 0.117 mSv/h, 1.4 metrin korkeudella 0.227 mSv/h ja 1.8 metrin korkeudella jo 0.389 mSv/h.

Annosnopeudet on esitetty lisäksi kuvaushuoneen pohjapiirustuksiin merkittynä (Kuviot 10, 11 ja 12). Jokaisella mittauskorkeudella on oma kuvansa, jotta esitystapa olisi mahdollisimman selkeä. Kuvioissa 10, 11 ja 12 olevat piirrokset kuvaushuoneesta on merkitty ja selitetty tarkemmin kappaleessa 5.2 ja kuviossa 4.



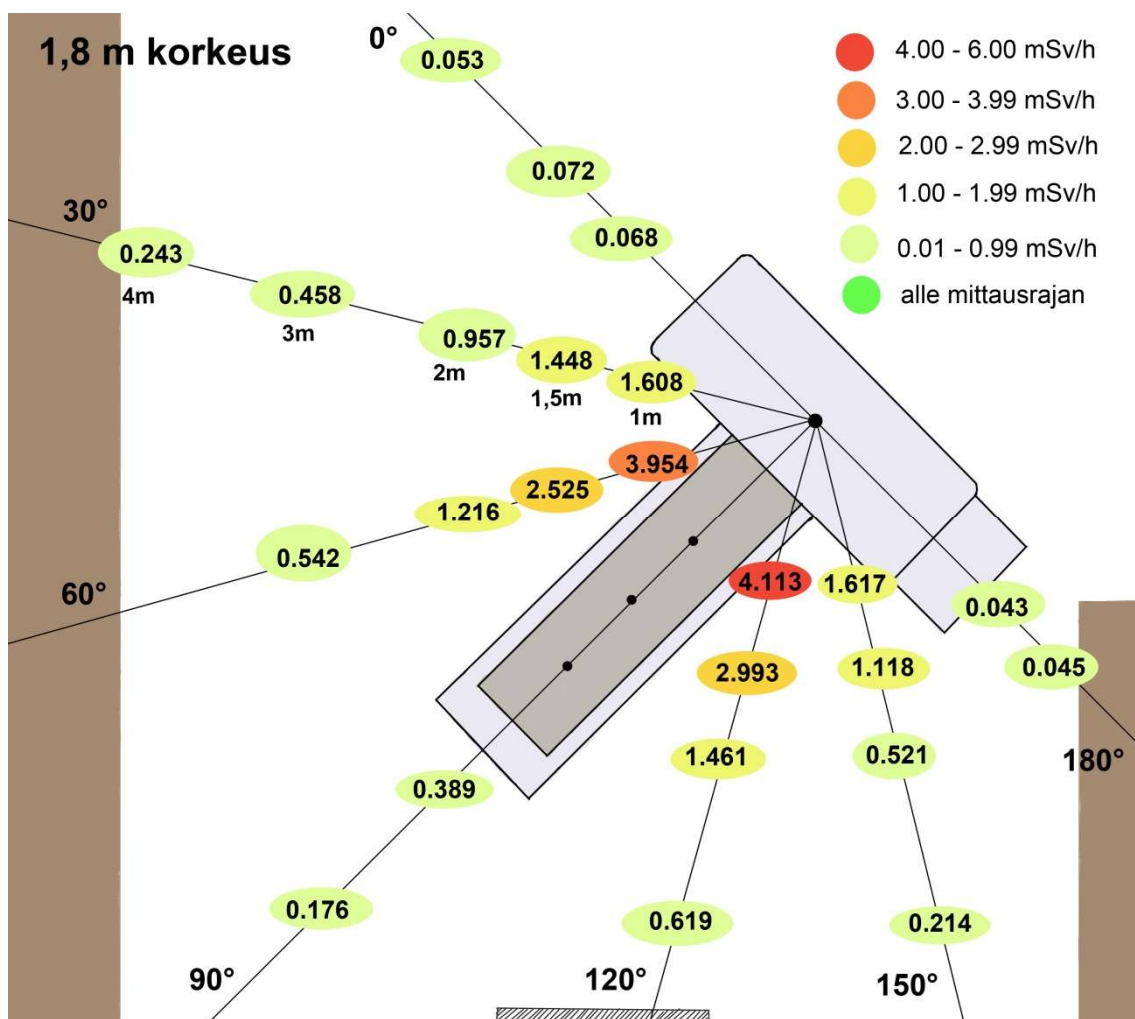
KUVIO 10. Annosnopeudet kuvaushuoneessa 1.0 metrin korkeudessa. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

Kuvioista 10, 11 ja 12 voidaan havaita, että 120° ja 60° mittauskulmissa on suuret annosnopeudet kaikilla mittauskorkeuksilla. Yhden metrin mittauskorkeudella ja yhden metrin mittausetäisyydellä annosnopeuksien ero potilaspöydän eli 90° mittauskulman ja 120° mittauskulman välillä on huomattava: 0.147 mSv/h ja 4.738 mSv/h, johtuen fantomin aiheuttamasta absorptiosta.



KUVIO 11. Annosnopeudet kuvaushuoneessa 1.4 metrin korkeudessa. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

Kuvioihin 11 ja 12, joissa on esitetty tulokset 1.4 ja 1.8 metrin mittauskorkeuksilta, ei ole merkitty annosnopeuksia potilaspöydän päälle (etäisyydet 1.0, 1.5 ja 2.0 m), koska kyseiseltä alueelta annosnopeudet mitattiin ainoastaan pöydän tasosta eli yhden metrin korkeudelta. Asia selitettiin aiemmin kappaleessa 5.2.



KUVIO 12. Annosnopeudet kuvaushuoneessa 1.8 metrin korkeudessa. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

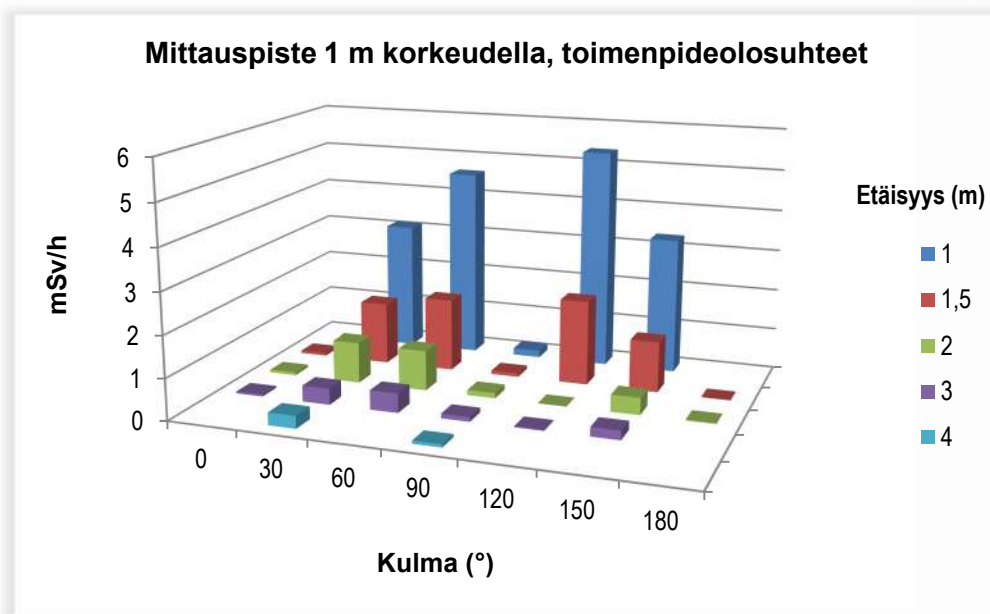
6.1.2 Annosnopeudet toimenpideolosuhteissa

Annosnopeusjakauma toimenpideolosuhteissa oli varsin samanlainen kuin tyhjässä huoneessa, yhtä odotettua poikkeusta lukuun ottamatta. Liikuteltavan säteilysuojaseinän takana olevissa mittauspisteissä (120°, 2.0 ja 3.0 m) annosnopeudet olivat pienet. Säteilysuojaseinän maksimikorkeus oli 178 cm, lasiosan leveys 70 cm ja alaosan leveys 78 cm ja se vastaa 1.0 mm lyijyä. 1.0 metrin korkeudessa mittari sijoittui säteilysuojaseinän paksun osan taakse ja 1.4 metrin korkeudessa lasin taakse. 1.8 metrin korkeudessa mittari oli juuri ja juuri lasin yläpuolella (Kuvio 13).

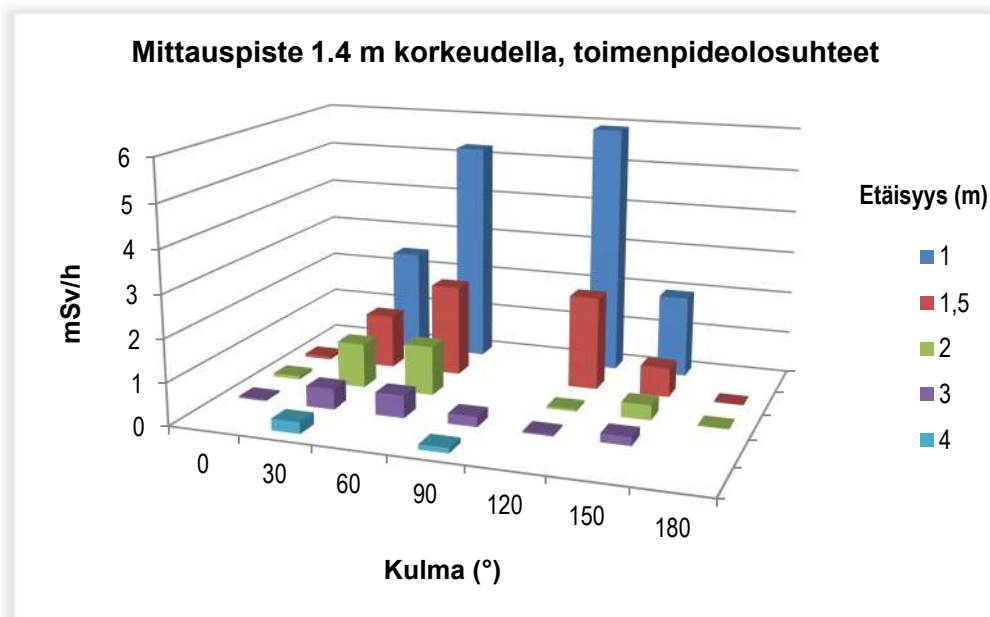


KUVIO 13. Tilannekuva mittareista (merkitty oranssilla) säteilysuojaseinän takana. (Kuva: Elli Keskinarkaus ja Minna Kämä)

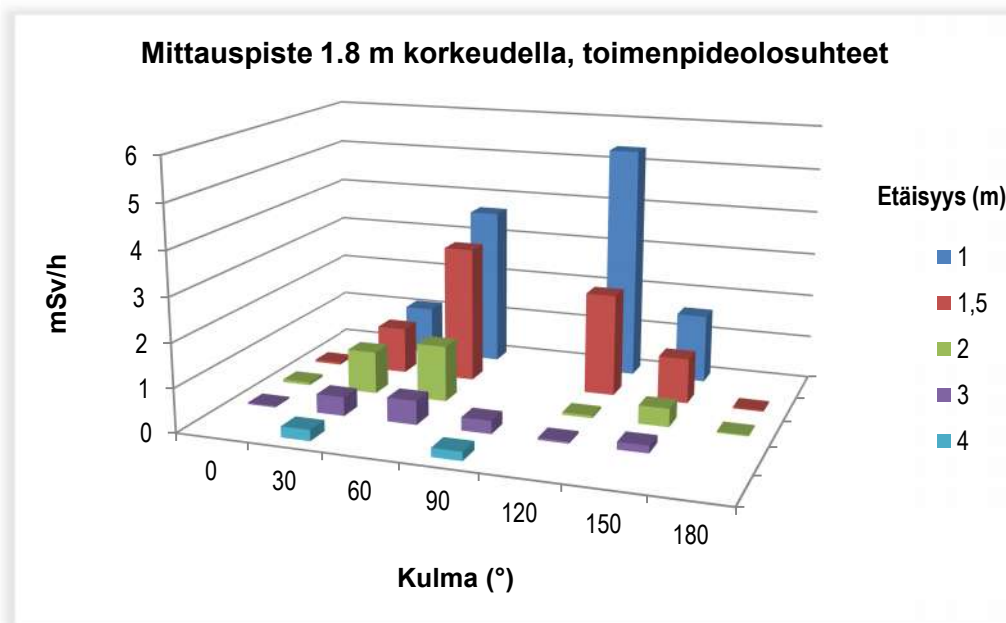
Annosnopeudet heti säteilysuojaseinän takana (2.0 metrin etäisyys isosentrissä) olivat: 1.0 metrin korkeudella alle mittausrajan, 1.4 metrin korkeudella 0.052 mSv/h ja 1.8 metrin korkeudella 0.059 mSv/h. Kolmen metrin etäisyydellä, eli noin metrin etäisyydellä säteilysuojaseinästä annokset olivat vastaavasti 0.026, 0.042 ja 0.050 mSv/h. Vertailun vuoksi tyhjässä huoneessa mitatut vastaavat annosnopeudet olivat kahden metrin etäisyydellä 1.023, 1.244 ja 1.461 mSv/h. Kolmen metrin etäisyydellä annosnopeudet olivat vastaavasti 0.488, 0.566 ja 0.619 mSv/h. Annosnopeusjakautumia eri etäisyyksillä toimenpideolosuhteissa on esitetty kuvioissa 14, 15 ja 16.



KUVIO 14. Annosnopeudet etäisyyden ja kulman suhteen toimenpideosuhteissa, 1.0 m korkeudella. (Kuva: Minna Kärnä)



KUVIO 15. Annosnopeudet etäisyyden ja kulman suhteen toimenpideosuhteissa, 1.4 m korkeudella. (Kuva: Minna Kärnä)

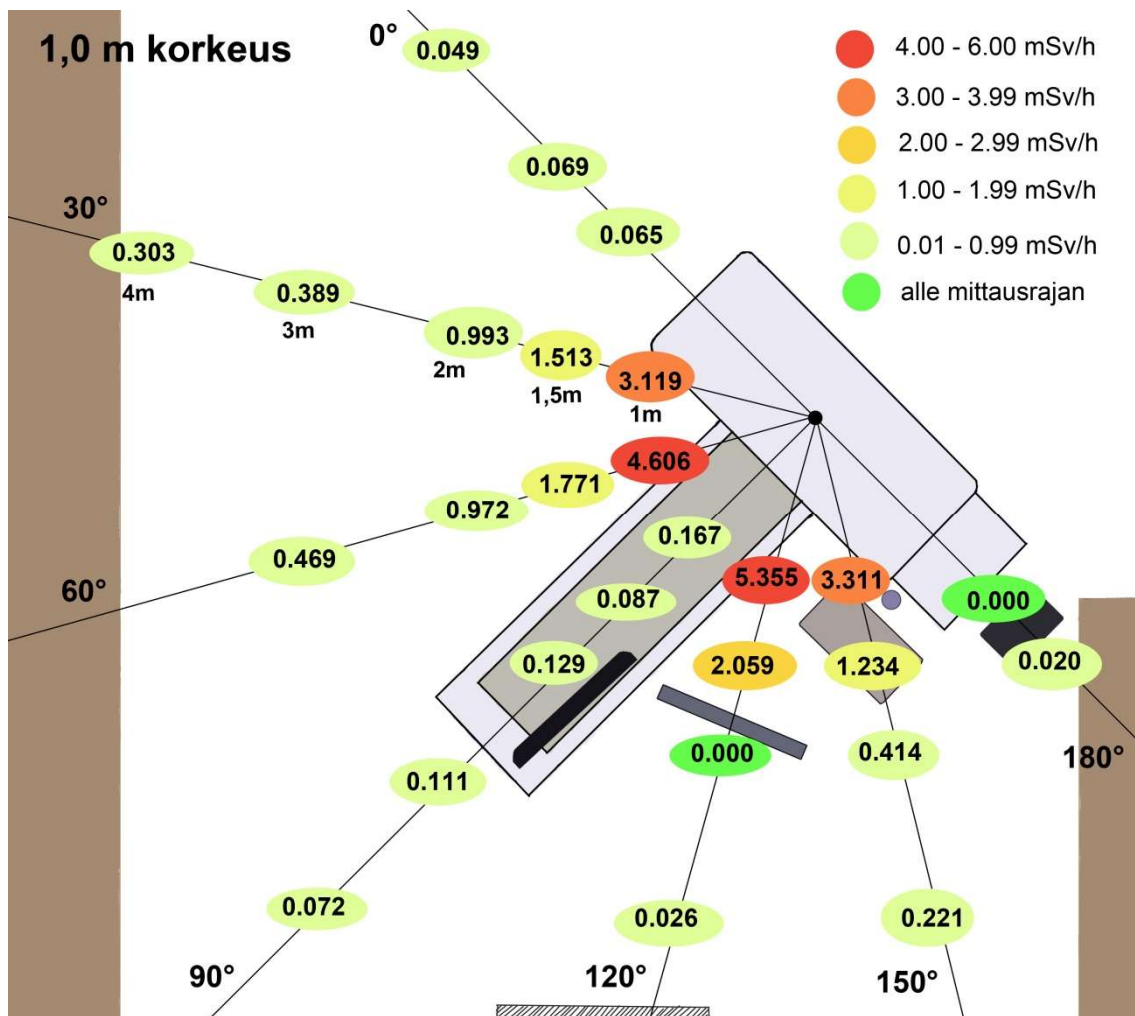


KUVIO 16. Annosnopeudet etäisyyden ja kulman suhteen toimenpideosuhteissa, 1.8 m korkeudella. (Kuva: Minna Kärnä)

Viistosti säteilysuojaseinään nähden, 150° kulmalla ja 2.0 metrin etäisyydellä isosentristä annosnopeudet olivat 0.414, 0.354 ja 0.417 mSv/h sekä 3.0 metrin etäisyydellä 0.221, 0.199 ja 0.171 mSv/h. Sen sijaan annosnopeudet tyhjässä huoneessa vastaavissa mittauspisteissä 2.0 metrin etäisyydellä olivat 0.634, 0.444 ja 0.521 sekä 3.0 metrin etäisyydellä 0.226, 0.227 ja 0.214 mSv/h. On huomattava, että viistosti säteilysuojaseinän taakse asettuminen ei juurikaan vähennä säteilyaltistusta.

On huomattava, että annosnopeudet ovat joissakin mittauspisteissä selvästi korkeammat toimenpideosuhteissa kuin tyhjässä huoneessa. Esimerkiksi 120° kulmalla, 1.0 metrin etäisyydellä ja 1.4 metrin korkeudella mitattu annosnopeus oli tyhjässä huoneessa 5.028 mSv/h, kun se toimenpideosuhteissa oli 5.911 mSv/h. Tämä johtuu todennäköisesti takaisinsironnasta. Tämä vaikuttaa lähinnä potilaan saamaan annokseen, joita ei tässä tutkimuksessa käsitelty.

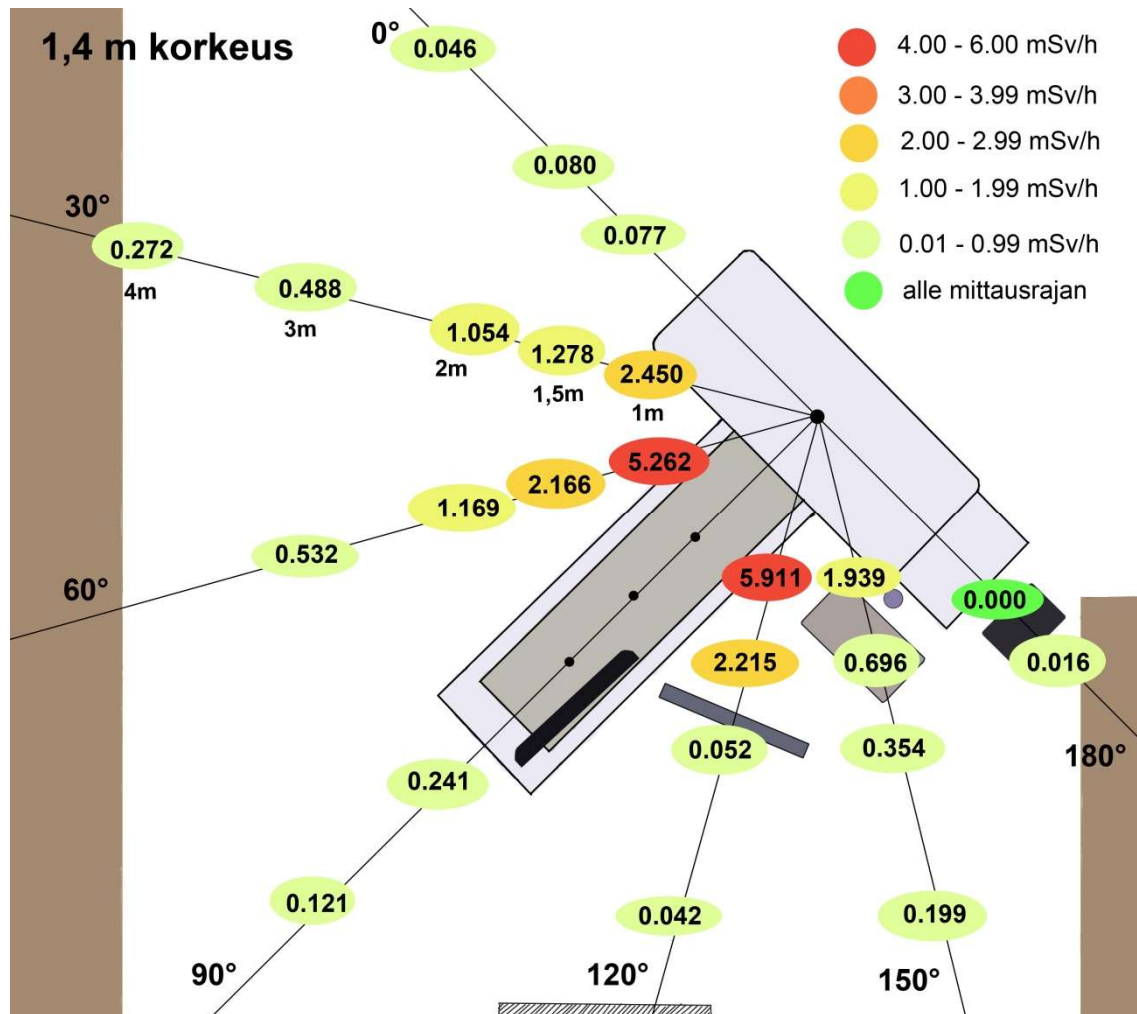
Annosnopeudet on lisäksi esitetty kuvaushuoneen pohjapiirustuksissa (Kuviot 17, 18 ja 19). Kuvissa olevat piirrokset kuvaushuoneesta ja toimenpiteessä käytetyistä välineistä on selitetty kappaleessa 5.2 ja kuvioissa 4 ja 5.



KUVIO 17. Annosnopeudet kuvaushuoneessa 1.0 metrin korkeudessa, kun huoneeseen on lisätty toimenpidevälineet. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

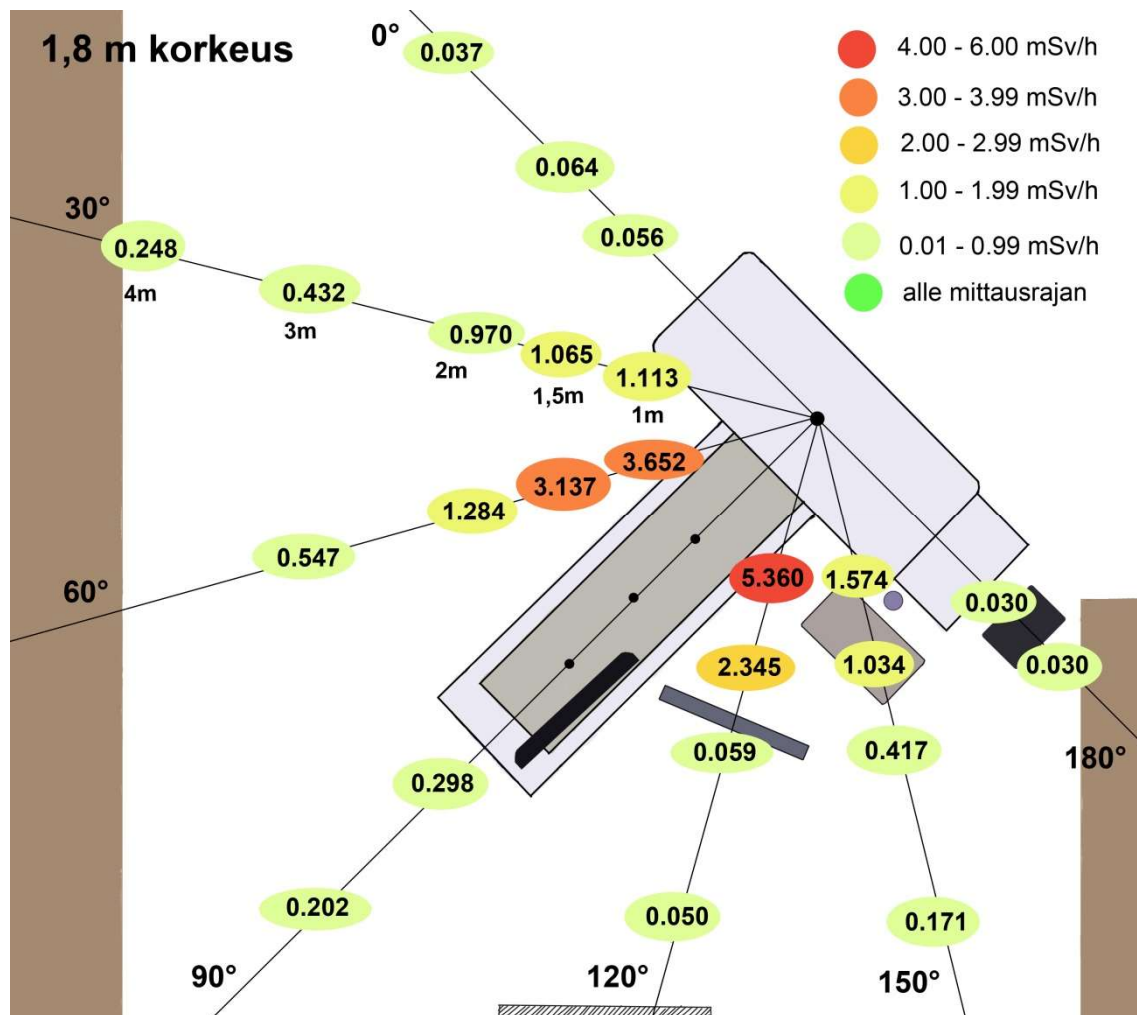
Kuviosta 17 nähdään selkeästi, että 1.0 metrin korkeudella annosnopeus on alle mittausrajan heti säteilysuojaseinän takana (120° ja 2.0 m) ja gantryn oikean laidan välittömässä läheisyydessä (180° ja 1.5 m).

Kuitenkin korkeammalle sijoitetuissa mittauspisteissä säteilysuojaseinän takaa mitattiin sironnutta säteilyä 0.052 mSv/h 1.4 metrin korkeudella ja 0.059 mSv/h 1.8 metrin korkeudella (Kuviot 18 ja 19).



KUVIO 18. Annosnopeudet kuvaushuoneessa 1.4 metrin korkeudessa, kun huoneeseen on lisätty toimenpidevälineet. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

Gantryn oikean laidan läheisyydestä mitattiin 0.030 mSv/h siroannutta säteilyä 1.8 metrin korkeudessa (Kuvio 19).



KUVIO 19. Annosnopeudet kuvaushuoneessa 1.8 metrin korkeudessa, kun huoneeseen on lisätty toimenpidevälineet. (Kuva: Elli Keskinarkaus)

7 TULOSTEN YHTEENVETO

Suurimmat annosnopeudet (välillä 4.358–5.911 mSv/h) sekä tyhjässä huoneessa että simuloitussa toimenpiteessä (ks. tutkimuskysymykset) mitattiin 60° ja 120° kulmilla 1.0 metrin etäisyydellä gantryn aukosta erityisesti 1.0 ja 1.4 metrin korkeuksilla. Tyhjässä kuvaushuoneessa mitattiin suuri annosnopeus (4.584 mSv/h) myös 150° kulmalla 1.0 metrin etäisyydeltä ja 1.0 metrin korkeudelta. Kaikkein suurin annosnopeuslukema 5.911 mSv/h mitattiin toimenpideolosuhteissa 120° mittauskulmalla 1.0 metrin etäisyydellä ja 1.4 metrin korkeudelta.

Toimenpideolosuhteissa 120° kulmalla 1.0 ja 1.5 metrin etäisyyksillä annosnopeudet olivat suurempia kuin tyhjässä huoneessa. 2.0 ja 3.0 metrin etäisyyksillä annosnopeudet olivat kuitenkin huomattavasti pienemmät toimenpideolosuhteissa kuin tyhjässä huoneessa, koska kyseiset mittauspisteet olivat säteilysuojaseinän takana. 1.0 metrin etäisyydellä mitattuja annosnopeuksia on vertailtu taulukossa 2.

Taulukko 2 Annosnopeudet 1 m:n etäisyydellä

Korkeus (m)	Tyhjä huone (mSv/h)	Toimenpideolosuhteet (mSv/h)
1.0	4.738	5.355
1.4	5.028	5.911
1.8	4.113	5.360

Suurin ero havaittiin siis 1.8 metrin korkeudella, jossa eri mittausasetelmien annosnopeuksien välillä eroa oli 1.247 mSv/h. On kuitenkin muistettava, että tutkimuksessa ei tehty rinnakkaismittauksia, joita voisi vertailla keskenään.

Molemmilla mittauskerroilla annosnopeudet olivat matalia 0° ja 180° mittauskulmissa kaikilla etäisyyksillä (1.5, 2.0 ja 3.0 metriä) ja korkeuksilla. Näissä pisteissä annosnopeudet vaihtelivat välillä 0.000–0.089 mSv/h. Kaikkein pienimmät, alle mittausrajan olleet annosnopeudet mitattiin 180° kulmassa 1.5 metrin etäisyydellä ja 1.0 ja 1.4 metrin korkeuksilta molemmissa mittauksissa. Tulos oli alle mittausrajan myös toimenpideolosuhteissa 120° kulmalla 2.0 metrin etäisyydellä ja 1.0 metrin korkeudella eli heti säteilysuojaseinän takana.

Siroavan säteilyn annosnopeudet pienenevät sen mukaan, mitä kauemmas edettiin säteilylähteestä. Etäisyyden vaikutus oli sama kaikilla mittauskulmilla, -korkeuksilla ja molemmilla mittauskerroilla. Taulukossa 3 on esitetty tyhjässä huoneessa 30° kulmalla ja 1.4 metrin mittauskorkeudella mitatut annosnopeudet.

Taulukko 3 Etäisyyden vaikutus annosnopeuksiin 30° kulmalla ja 1.4 m korkeudella

Etäisyys (m)	Annosnopeus (mSv/h)
1.0	3.072
1.5	1.585
2.0	1.223
3.0	0.510
4.0	0.260

Tulokset olivat samansuuntaiset toimenpideolosuhteissa. Mittauskulmissa 120°, 150° ja 180°, joissa mittauslinjoilla sijaitsi toimenpidevälineitä, annosnopeus pieneni etäisyyden kasvaessa. Poikkeava tulos saatiin 120° kulmalla 2.0 metrin etäisyydellä ja 1.0 metrin korkeudella, jossa annosnopeus oli alle mittausrajan säteilysuojaseinästä johtuen. 3.0 metrin etäisyydellä eli kauempana säteilysuojaseinästä annosnopeus oli 0.026 mSv/h.

150° kulmassa oleva mittauslinja kulki toimenpideolosuhteissa viistosti säteilysuojaseinän vierestä. Taulukossa 4 on esitetty annosnopeudet eri etäisyyksillä ja korkeuksilla toimenpideolosuhteissa.

Korkeus (m)	Annosnopeus (mSv/h) 2 m etäisyydellä (tyhjä huone/ toimenpide)	Annosnopeus (mSv/h) 3 m etäisyydellä (tyhjä huone/toimenpide)
1.0	0.634/ 0.414	0.226/ 0.221
1.4	0.444/ 0.354	0.227/ 0.199
1.8	0.521/ 0.417	0.214/ 0.171

Asettuminen viistosti säteilyseinän taakse ei siis vähennä säteilyaltistusta merkittävästi.

8 POHDINTA

8.1 Tulosten tarkastelu

Siroavan säteilyn annosnopeudet olivat suurimmat gantryn ja potilaspöydän välittömässä läheisyydessä. Gantry tosin vaimentaa säteilyä tehokkaasti, annosnopeudet pienenevät, kun kulma potilaspöytään nähden kasvaa, ja välittömästi gantryn molemmilla puolilla annokset ovat pienet kaikilla mittauskorkeuksilla, jopa mittareiden havaitsemattomissa. Gantry siis antaa kohtuullisen suojan siroavalta säteilyltä. Annosnopeuksien epäsuhta gantryn vasenta ja oikeaa puolta verrattaessa johtunee sekä laitteen että huoneen rakenteiden epäsymmetrisyydestä. Itse laite on epäsymmetrinen: gantryn oikea puoli on huomattavasti paksumpi kuin vasen, ja lisäksi laite on epäsymmetrisesti sijoitettuna tutkimushuoneeseen siten, että laitteen oikealla puolella huoneiston kiinteät kalusteet ja seinät ovat huomattavasti lähempänä. Annosnopeuksien jakauma mittauskulman suhteen oli toisiaan vastaava jokaisella mitatulla korkeudella.

Lääkärin sijoittuminen laitteen oikealle tai vasemmalle puolelle riippunee potilaan kehon alueesta, johon toimenpide kohdistuu, sekä lääkärin kätisyydestä, joten epäsymmetrisyyden huomioiminen itse työskentelyssä lienee vaikeaa. Jones (2008, 2656) testasi gantryn antamaa suojaa 16- ja 64-leikkeisillä TT-laitteilla, ja totesi, että gantryn antama suoja riippuu laitteen rakenteesta, ja siitä, missä kohdassa gantryn varjoa annokset mitataan. Annos eri kohdissa varjoa voi olla jopa 35-kertainen alimpaan annokseen verrattuna. Tässä tutkimuksessa mittauspiste oli isosentrin kohdalla, eli lähellä gantryn keskikohtaa, Jonesin tutkimuksessa suurimmat annokset mitattiin gantryn reunoilla, joten gantryn antamaan säteilysuojaan on suhtauduttava varauksella.

Keskellä gantryä eli potilaspöydällä potilaan keho absorboi säteilystä valtaosan, joten sironta potilaspöydän suuntaisesti on pientä. Potilaspöydän päädyssä annosnopeudet ovat muita samalla etäisyydellä olevia mittapisteitä matalammat. Annosnopeudet ovat kuitenkin moninkertaiset verrattuna gantryn varjossa oleviin mittauspisteisiin. Aiemmissa tutkimuksissa on todettu, että potilaan absorptiosta johtuvaa vaimenemista ei havaita, jos mitataan annoksia käyttäen laadunvarmistusmittauksia varten akryylistä tehtyä lieriönmuotoista fantomia (Wallace ym. 2012, 40).

On tosin huomattava, että välittömästi potilaspöydän päädyssä mitä korkeammalta annosnopeudet on mitattu, sitä lähempänä ne ovat muita samalta etäisyydeltä ja korkeudelta mitattuja annosnopeuksia, eli potilaan aiheuttama absorptio on suurta vain potilaspöydän tason korkeudella.

Säteilyn intensiteetin tiedetään olevan käänteisesti verrannollinen etäisyyden neliöön (Tapiovaara 2004, 166). Siten on oletettavaa, että myös siroavan säteilyn annosnopeudet pienenevät sen mukaan, mitä kauempana isosentrissä mitataan. Esimerkiksi kun verrataan 60° kulmalla mitattuja annosnopeuksia, 1.4 metrin korkeudella ja 1.0 metrin ja 2.0 metrin etäisyyksillä annosnopeudet olivat 4.818 ja 1.075 mSv/h, eli 2.0 metrin etäisyydellä annosnopeus oli alle neljäsosa 1.0 metrin etäisyyteen verrattuna. Mielenkiintoista kyllä, jos verrataan samalla korkeudella 30° kulmalla mitattuja mittauspisteitä, säteilyn intensiteetti ei aivan noudata kyseistä kaavaa. 1.4 metrin korkeudella ja 1.0 metrin etäisyydellä annosnopeus oli 3.072 mSv/h, kun se 2.0 metrin etäisyydellä oli 1.223 mSv/h, eli suhdeluku oli 1/4 sijasta 2/5. Syy tähän lienee se, että mittapiste sijaitsi lähellä gantryä, jolloin gantry ja myös fantom absorboi osan siroavasta säteilystä. Samalla kulmalla 4.0 metrin etäisyydellä annosnopeus oli 0.263 mSv/h. Kun tätä verrataan 2.0 metrin etäisyydellä olleeseen mittauspisteeseen, huomataan, että päästään jälleen lähemmäksi suhdetta 1/4 ja jopa sen alle. Gantry ja fantom siten absorboivat osan säteilystä alentaen lähellä reuna-alueita olevissa mittauspisteissä mitattuja annosnopeuksia. Lähempänä potilaspöytää sekä kauempana olevissa mittauspisteissä siroava säteily käyttäytyy enemmän neliölain mukaisesti, koska säteilylähteen ja mittarin välissä on vähemmän varjostavia tai lisäsirontaa aiheuttavia pintoja.

Mittaustulosten mukaan annosnopeudet ovat joissakin mittauspisteissä huomattavasti suuremmat toimenpideolosuhteissa kuin tyhjässä huoneessa. Tämä johtuu todennäköisesti takaisinsironnasta. Säteily siroaa kaikista pinnoista, mihin se kulkureitillään osuu, ja vain osa säteilystä absorboituu. Näin ollen tyhjään huoneeseen verrattuna säteilysuojaseinämän ja gantryn välisessä tilassa on lisäksi vielä säteilysuojaseinämästä ja muista esineistä takaisinsironnutta säteilyä alkuperäisen, potilaasta sironneen säteilyn lisäksi. Toimenpideolosuhteissa monitori, säteilysuojaseinä, instrumenttipöytä, infuusionesteteline, roskakori ja varjoaineruisku lisäsivät takaisinsironnutta säteilyä ja annosnopeudet olivat tyhjää huonetta suurempia erityisesti säteilysuojaseinän ja gantryn väliin jääneessä tilassa, mikä vaikuttaa etenkin potilaan saamaan säteilyannokseen toimenpiteen aikana.

Toimenpidevälineet muuttavat annosnopeusjakaumaa huoneessa muutenkin kuin takaisinsironnan osalta. Liikuteltava säteilysuojaseinä antaa luonnollisesti hyvän suojan siroavalta säteilyltä, mutta vain, jos henkilö asettuu suoraan säteilysuojaseinän taakse. Jos henkilö asettuu liian viistosti suojan taakse, annosnopeus kyseisellä alueella on liki sama kuin ilman säteilysuojaseinää. Annosnopeus myös kasvaa, jos sijoitetaan liian kauas säteilysuojaseinän taakse. Esimerkiksi biopsiat toteutetaan steriileissä olosuhteissa. Jos huoneessa siis on useampia tutkimusta suorittavia henkilöitä, paras ratkaisu on asettaa jokaiselle oma säteilysuojaseinä, jotta vältetään sekä ylimääräinen säteilyrasitus että kosketuksesta johtuva kontaminaatio.

Huoneessa olevilla henkilöillä on lisäksi oltava puettuna asianmukaiset henkilökohtaiset säteilysuojaimet, koska säteilysuojaseinä ei yksin käytettynä suojaa säteilyltä riittävän tehokkaasti. Kuten tuloksissa todettiin, sironnutta säteilyä havaittiin säteilysuojaseinän takana sen välittömässä läheisyydessä 1.4 ja 1.8 metrin korkeuksilla. Jotta välttyttäisiin ylimääräiseltä silmän mykiön säteilyaltistukselta, pitäisi asianmukaisia silmäsuojia käyttää myös säteilysuojaseinän takana seisoessa. TT-toimenpiteissä ja tutkimusmittauksissa käytetty säteilysuojaseinä oli korkeudeltaan 178.3 cm, joten sitä pitempien työntekijöiden tulisi kiinnittää erityistä huomiota siihen, että myös heidän päänsä ja etenkin silmänsä saavat riittävästi suojausta siroavalta säteilyltä. ICRP:n suositusten ja EU:n säteilysuojelunperusnormidirektiivin vaikutuksesta myös Suomessa tullaan jatkossa tarkistamaan silmän mykiön enimmäisannosrajaa. (ICRP 2011, 1.; Direktiivi 2013/59/Euratom.) Barnard *et al.* ovat vastikään tarkastelleet työssään säteilylle altistuvien työntekijöiden silmän mykiön annoksia kartoittaneita tutkimuksia. Etenkin toimenpideradiologien silmän mykiön annosrajat voivat jatkossa ylittyä, ellei riittävään säteilysuojeluun kiinnitetä huomiota. (Barnard, Ainsbury, Quinland & Bouffler 2016, 3.)

Näitä tutkimustuloksia voidaan käyttää havainnollistamaan annosnopeuksia tutkimushuoneessa tutkimuksen aikana. Näin huoneessa tutkimuksen aikana olevat henkilökunnan jäsenet voivat ottaa huomioon siroavan säteilyn määrä ja suunnan ja näiden perusteella suunnitella sijoittumisensa huoneeseen siten, että säteilyaltistus jää mahdollisimman matalaksi.

8.2 Tulosten luotettavuus ja eettisyys

Kvantitatiivisen tutkimuksen kokonaisluotettavuus muodostuu realiabiliteetistä l. toistettavuudesta ja validiteetista l. luotettavuudesta. Reliabiliteetti tarkoittaa tutkimuksen kykyä antaa sellaisia tuloksia, jotka eivät ole sattumanvaraisia. Tulokset ovat pysyviä mittauksesta toiseen eli tutkimus on toistettavissa. Kun toistetussa mittauksessa saadaan sama tulos riippumatta tutkijasta, tutkimusta voidaan pitää luotettavana ja tarkkana. Tutkimuksen validiteetti puolestaan tarkoittaa tutkimuksen kykyä mitata tarkalleen sitä, mitä tutkimuksessa oli alun perinkin tarkoitus mitata. Kokonaisluotettavuus voidaan arvioida uusintamittauksella ja se voidaan määritellä hyväksi, kun tutkimuksen otos edustaa perusjoukkoa ja mittaamisessa on tapahtunut mahdollisimman vähän satunnaisvirheitä. (Vilkka 2007, 149–152.)

Oleellinen osa tutkimustyötä on eettiset kysymykset. Erityisen tärkeää eettisten asioiden pohtiminen on ihmistieteissä ja tutkimuksissa, joissa aineisto kerätään suoraan ihmisiltä. (Ks. Kuula 2011, 40–65.) Eettisiä valintoja sisältyy kaikkiin tutkimuksen eri vaiheisiin, kuten aiheen valintaan, tutkimusmetodeihin ja tulosten esittämiseen. Tutkimusaiheen eettisyyttä miettiessä voidaan kysyä, onko aihe yhteensopiva työnantajan tutkimusprofiilin kanssa, ovatko tarjolla olevat olosuhteet ja resurssit sopivia tutkimuksen suorittamisen ja tavoitteiden kannalta, onko taustatietoa riittävästi ja onko tutkimustuloksista hyötyä? Tutkimuksen tekijällä on monia velvollisuuksia, esimerkiksi vaitiolovelvollisuus ja muiden asianosaisten asiallinen kohtelu. Tutkijalla on velvollisuus noudattaa rehellisyyttä ja huolellisuutta. Saatuja koetuloksia ei saa väärentää, eikä aineistosta saa poistaa tuloksia ilman päteviä perusteluja, joita ovat esimerkiksi epäonnistunut mittaus tai rikkiäinen mittari. (Clarkeburn & Mustajoki 2007, 51–81.)

Kirjallisuuskatsauksessa on käytetty ainoastaan luotettavien tahojen laatimia tekstejä, kirjallisuutta ja julkaistuja tutkimusartikkeleita. Kirjallisuuden kokoamista haittasi alan julkaisujen huono saatavuus maksumuurin takia, joten kirjallisuuskatsaus ei välttämättä ole täysin kattava, ja lisäksi lähteinä on jouduttu käyttämään alkuperäisten artikkelien sijaan niiden tiivistelmiä tai toisen käden lähteitä sekä kokooma-artikkeleita.

Tutkimuksen toistettavuus ja luotettavuus varmistettiin monin eri tavoin. Mittareiden toimintaa ja toistettavuutta testattiin OAMKn röntgensimulaatiotilassa ennen mittauksia asettamalla mittarit samalle alueelle. Eksponointeja suoritettiin erilaisilla kuvausarvoilla ja eri etäisyyksillä säteilylähteestä. Yhden eksponointikerran tulokset vastasivat toisiaan eri mittareilla ja lisäksi

samoilla kuvausarvoilla suoritettut toistetut testimittaukset vastasivat toisiaan. Oli siis oletettavaa, että mittarit toimivat ja keräävät todellisuutta vastaavia annosnopeuslukemia. Mittarit nollattiin testauksen jälkeen ennen tutkimusmittauksia. Mittareita ei voi omatoimisesti kalibroida. DoseAware -mittariston kulmariippuvuus on selvitetty valmistajan toimesta. (Khosravinia 2013, 4, 13.) Kulmariippuvuuden aiheuttaman virheen minimoimiseksi mittareiden sijoittelu pyrittiin tekemään niin, että mittarit osoittivat aina kohti potilasta simuloivaa fantomia ja TT-laitteen isosentriä, koska oli oletettavaa, että siroava säteily saa alkunsa kohdassa, jossa säteilykeila kohtaa potilaan ihon.

Varsinaisiin tutkimusmittauksiin käytettävä aika mittauspäivänä supistui suunnitellusta huomattavasti, joten rinnakkaismittauksia ei voitu tehdä. Vain yhdellä mittarilla (potilaspöydälle 1.0, 1.5 ja 2.0 metrin etäisyydelle isosentristä sijoitettu mittari), kerättiin tietoa samoista mittauspisteistä useamman kerran. Nämä mittaustulokset vastasivat toisiaan. Muiden mittareiden osalta toistettavuudesta varsinaisten tutkimusmittausten aikana ei ole varmaa tietoa rinnakkaismittausten puuttumisen vuoksi. Toisella mittaustavalla toimivaa mittaria (esim. ionisaatiokammio mittaria) ei saatu käyttöön, joten mittareiden tarkkuudesta ei ole luotettavaa tietoa. Mittausten toistettavuuden osalta siis aiheutuu tämän tutkimuksen osalta epävarmuutta.

Mittaustilanteessa ja tulosten purkuvaiheessa aineiston dokumentointi pyrittiin tekemään mahdollisimman huolellisesti. Eksponointien kellonajat ja mittarien sijainnit kirjattiin huolellisesti ylös mittauspöytäkirjoihin jokaisen eksponoinnin yhteydessä. Mittausten aikana otettiin valokuvia mittaasasetelmista. Mittaustulokset purettiin ja taulukoitiin välittömästi mittausten suorittamisen jälkeen, jolloin tapahtumat olivat vielä tarkasti tekijöiden muistissa. Mittausjärjestely on esitetty loppuraportissa tarkasti, joten tutkimus voidaan tarvittaessa toistaa käyttäen samaa menetelmää. Tutkimuksen tulokset on raportoitu oikeellisesti ja totuudenmukaisesti, joten ne ovat sekä eettisesti oikein että luotettavia.

Tutkimus tehtiin yhteistyössä Oulun yliopistollisen sairaalan kanssa. Tutkimusta varten haettiin ja saatiin tutkimuslupa Oulun yliopistolliselta sairaalalta. Tutkimusmittaukset tehtiin Keskusröntgenin TT-huoneessa, jossa tehdään myös oikeita TT-ohjattuja toimenpiteitä. Käytimme mittauksissa samoja välineitä (mm. säteilysuojaseinä, instrumenttipöytä, monitorit, infuusionesteteline), mitä oikeissa toimenpiteissä käytetään. Aiheeseen perehdyttiin lukemalla useita siihen liittyviä kansainvälisiä tutkimusartikkeleita ja muuta kirjallisuutta, kuten ST-ohjeita.

Tutkimustuloksista on hyötyä toimenpiteitä tekeville ja avustaville työntekijöille sekä mahdollisille muille mukana oleville henkilöille, sillä ne havainnollistavat, millaisia annosnopeuksia tutkimushuoneessa on säteilyn ollessa päällä.

Kvantitatiivisessa tutkimuksessa yksilöiden tunnistamisriskiä ei yleensä ole, koska tuloksia ei kirjata yksilökohtaisesti (Kuula 2011, 205). Tekijöiden tietoon mittausten suunnittelun aikana joutuneita potilaiden yksilön- ja/tai tietosuojaan kuuluvia asioita koskee tekijöiden osalta vaitiolovelvollisuus, eikä potilasta voi millään tavalla yksilöidä tämän raportin, eikä havainnoinnin aikana suoritettujen muistiinpanojen perusteella. Tutkimuksessa tehdyissä mittauksissa ei käytetty oikeita potilaita, joten potilastietoihin ei tarvinnut tässä tutkimuksessa kajota. Mittaukset suoritettiin sellaisena ajankohtana, jolloin TT-laitteella ei kuvattu potilaita. Mittausten aikana tekijöiden tietoon joutuneet muut yksilön- ja/tai tietosuojaan kuuluvat asiat, kuten esimerkiksi mittauksissa käytettävälle TT-laitteelle näkyviin jääneet potilaiden nimet ja henkilötunnukset ja vastaavat tiedot kuuluvat myös vaitiolovelvollisuuden piiriin, eikä niitä ole kirjattu tähän raporttiin eikä muistiinpanoihin. Kaikissa mittauksissa käytettiin tarkoitukseen sopivaa fantomia siten, että tutkimushuoneessa ei ollut ketään mittausten aikana, eikä potilaille, henkilökunnalle tai tutkimuksen suorittajille siten aiheutettu ylimääräistä säteilyaltistusta.

Kaikki mittaukset suoritettiin käyttäen laitteen olemassa olevia mittausprotokollia, eikä pysyviä muutoksia tehty, joten laitteella jatkossa suoritettavat tutkimukset ovat edelleen turvallisia. Tutkimustulokset raportoitiin oikeellisesti paljastamatta mahdollisia luottamuksellisia tietoja. Kaikki mittauksissa saadut ja tämän tutkimuksen kannalta oleelliset mittaustulokset löytyvät tästä raportista (Liite 1).

8.3 Oppimiskokemukset ja jatkokehitysideat

Opinnäytetyön tekeminen antoi mahdollisuuden kokeilla kokeellisen tutkimustyön tekemistä sosiaali- ja terveysalalla sairaalaolosuhteissa. Kirjallisuuteen perehtyminen työn aikana toi paljon uutta informaatiota paitsi alan tutkimuksesta, myös laitetekniikasta sekä säteilyn mittauksen että kuvantaohjatun toimenpiteen osalta. Mittaustulokset havainnollistivat siroavan säteilyn käyttäytymistä ja etenemistä tutkimushuoneessa. Tätä voi toivottavasti hyödyntää tulevassa ammatissa myös myöhemmin.

Jatkokehitysideoita on useita. Koska tässä tutkimuksessa rinnakkaismittauksia ei voitu suorittaa, voisi tutkimuksen tulokset varmistaa suorittamalla mittaukset uudelleen vastaavissa olosuhteissa. Mittaukset voisi myös laajentaa koko huoneeseen, myös gantryn taakse, ja mittareita voisi asettaa tiheämpään, esim. 15 asteen kulmaväleihin ja 20 cm korkeuseroilla, jolloin saataisiin tarkempi kuva koko huoneesta vallitsevista annosnopeusolosuhteista. Uusien mittausten avulla voisi myös piirtää sama-annoskäyrät, jolloin saataisiin helposti tulkittavissa oleva havainnollistava kuva säteilystä huoneessa toimenpiteen aikana. Annosnopeusmittauksia ja henkilökunnan ja/tai potilaan annosmittauksia voisi suorittaa myös todellisten toimenpiteiden aikana käyttäen DoseAware-järjestelmää. Näin saatuja mittaustuloksia voisi verrata nyt mitattuihin simuloituissa olosuhteissa saatuihin tuloksiin, jolloin saataisiin tietoa sekä simuloidun mittausjärjestelmän toimivuudesta, että todellisen toimenpiteen aikana kumuloituneista annoksista ja vallitsevista annosnopeuksista.

LÄHTEET

Almén, A., Sandblom, V., Båth, M. & Lundh, C. 2015. Optimisation of occupational radiological protection in image-guided interventions: potential impact of dose rate measurements. *Journal of Radiological Protection*, 35, 47-62. (abstrakti)

Barnard, S.G.R., Ainsbury, E.A., Quinlan, R.A., Bouffler, S.D. 2016. Radiation protection of the eye lens in medical workers — basis and impact of the ICRP recommendations. *The British Journal of Radiology*, 89, 20151034, 1-9.

Carroll, Q.B. 2007. *Practical Radiographic Imaging*. 8th ed. Springfield, Ill., Charles C. Thomas Publisher, LTD.

Carroll, Q.B. 2011. *Radiography in the digital age : physics, exposure, radiation biology*. Springfield, Ill., Charles C. Thomas Publisher, LTD.

CIRS, 2013. ATOM Dosimetry Verification Phantoms. Viitattu 27.11.2015, http://www.cirsinc.com/file/Products/701_706/701%20706%20ATOM%20PB%20110615.pdf

Clarkeburn, H. & Mustajoki, A. 2007. *Tutkijan arkipäivän etiikka*. Tampere: Vastapaino.

Direktiivi 2013/59/Euratom. Neuvoston direktiivi 2013/59/Euratom turvallisuutta koskevien perusnormien vahvistamisesta ionisoivasta säteilystä aiheutuvilta vaaroilta suojelemiseksi ja direktiivien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom ja 2003/122/Euratom kumoamisesta.

Dowsett, D.J., Kenny, A.P. & Johnston, R.E. 2006. *The Physics of Medical Imaging*. London, Hodder Arnold.

Gupta, R., Walsh, C., Wang, I.S., Kachelrieß, M., Kuntz, J. & Bartling, S., 2014. *CT-Guided Interventions: Current Practice and Future Directions*. Teoksessa F.A. Jolesz (toim.), *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy*, New York, Springer Science+Business Media.

Heidbuchel, H., Wittkamp, F.H.M., Vano, E., Ernst, S., Schilling, R., Picano, E., Mont, L., Jais, P., de Bono, J., Piorkowski, C., Saad, E. & Femenia, F., 2014. Practical ways to reduce radiation dose for patients and staff during device implantations and electrophysiological procedures. *Europace*, 16, 7, 946-964.

Helasvuo, T. 2013. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2011. STUK B-161. STUK. Viitattu 29.9.2015, <http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/123615/stuk-b161.pdf?sequence=1>.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara P. 2009. Tutki ja kirjoita. Jyväskylä: TAMMI.

Hoang, J.K., Yoshizumi, T.T., Toncheva, G., Gray, L., Gafton, A.R., Huh, B.K., Eastwood, J.D., Lascola, C.D. & Hurwitz, L.M. 2011. Radiation Dose Exposure for Lumbar Spine Epidural Steroid Injections: A Comparison of Conventional Fluoroscopy Data and CT Fluoroscopy Techniques. *American Journal of Roentgenology*, 197, 4, 778–782.

ICRP 2011. Statement on Tissue Reactions. Approved by the Commission on April 21, 2011. ICRP ref 4825-3093-1464.

Jones, A. 2008. Is It Safe? A Look at Exposures in the Shadow of MDCT Scanner Gantry. *Medical Physics*, 35, 2656. (Posteriabstrakti)

Katada, K., Kato, R., Anno, H., Ogura, Y., Koga, S., Ida, Y., Sato, M. & Nonomura, K. 1996. Guidance with real-time CT fluoroscopy: early clinical experience. *Radiology*, 200, 3, 851–856. (abstrakti)

Khosravinia, M. 2013. Staff dose measurement in real time, an evaluation of Unfors Raysafe i2, University of Umeå, Umeå, Sweden.

Klemola, S. 2002. Säteilyn ilmaisimet. Teoksessa T. K. Ikäheimo (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus, 116.

Kuula, A. 2011. Tutkimusetiikka: aineistojen hankinta, käyttö ja säilytys. Tampere: Vastapaino.

Mahnken, A. H., Sedlmair, M., Ritter, C., Banckwitz, R. & Flohr, T. 2012. Efficacy of Lower-Body Shielding in Computed Tomography Fluoroscopy-Guided Interventions. Cardiovascular Interventional Radiology (2012) 35:1475–1479.

Martin, C. J., Sutton, D. G., Magee, J., McVey, S., Williams, J.R. ja Peet, D. 2012. Derivation of factors for estimating the scatter of diagnostic x-rays from walls and ceiling slabs. Journal of Radiological Protection, 32, 4, 373–396.

Neeman, Z., Dromi, S. A., Sarin, S. & Wood, B. J. 2006. CT Fluoroscopy Shielding: Decreases in Scattered Radiation for the Patient and Operator. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 17, 12, 1999–2004.

Pastila, R. 2014. Säteilynkäyttö ja muu säteilylle altistava toiminta - vuosiraportti 2013. STUK-B 175. STUK. Viitattu 29.9.2015, https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/126621/STUK-B_175.pdf?sequence=1.

Paulson, E.K., Sheafor, D.H., Enterline, D.S., McAdams, H.P. & Yoshizumi, T.T. CT Fluoroscopy-guided Interventional Procedures: Techniques and Radiation Dose to Radiologists. Radiology, 2001, 220, 161-167 ja tässä viitattut artikkelit.

Philips. 2013. Making the difference where it really matters With the Philips DoseAware family. DoseAware-mittausjärjestelmän esite. Viitattu 27.10.2015, http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Documents/Solutions/DoseAware_Product_Overview_v7.pdf.

Rathmann, N., Häusler, U., Diezler, P., Weiss, C., Kostrzewa, M., Sadick, M., Schoenberg, S.O. & Diehl, S.J. Evaluation of Radiation Exposure of Medical Staff During CT-Guided Interventions. Journal of the American College of Radiology, 2015, 12, 1, 82–89.

Raysafe. 2013. RaySafe i2 System User Manual. Viitattu 9.12.2015, <http://raysafe.com/Products/Staff/RaySafe%20i2#Downloads>.

Sanchez, R., Vano, E., Fernandez, J.M. & Gallego, J.J. 2010. Staff Radiation Doses in a Real-Time Display Inside the Angiography Room, Cardiovascular and Interventional Radiology, 33, 1210–1214.

Sandberg, J & Paltemaa, R. 2002. Ydin ja säteilyfysiikan perusteet. Teoksessa T. K. Ikkäheimo (toim.) Säteily ja sen havaitseminen. Hämeenlinna: Säteilyturvakeskus, 11-63.

Sarti, M., Brehmer, W.P. & Spencer, B.G. Low-dose techniques in CT-guided interventions. RadioGraphics, 2012, 32, 1109-1119 ja tässä viitattut artikkelit.

Sheafor, D.H., Paulson, E.K., Kliewer, M.A., DeLong, D.M. & Nelson, R.C. Comparison of Sonographic and CT guidance Techniques: Does CT Fluoroscopy Decrease Procedure Time? American Journal of Roentgenology, 2000, 174, 939-942 ja tässä viitattut artikkelit.

Siemens, 2009. CARE Vision CT with HandCARE and CARE View. Viitattu 27.11.2015, http://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@global/@imaging/@ct/documents/download/mdaw/mtm2/~edisp/syn go_carevision-00086426.pdf

Siiskonen, T., Tapiovaara, M., Kosunen, A., Lehtinen, M. & Vartiainen, E. Monte Carlo simulations of occupational radiation doses in interventional radiology. The British Journal of Radiology 2007, 80, 954, 460–468.

Silverman, S.G., Tuncali, K., Adams, D.F., Nawfel, R.D., Zou, K.H. & Judy, P.F. CT Fluoroscopy-guided Abdominal Interventions: Techniques, Results, and Radiation Exposure, 1999, 212, 673–681 ja tässä viitattut artikkelit.

Säteilyaltistuksen enimmäisarvojen soveltaminen ja säteilyannoksen laskemisperusteet 2014. ST-ohje 7.2. Säteilyturvakeskus.

Säteilysuojelukoulutus terveydenhuollossa 2012. ST-ohje 1.7. Säteilyturvakeskus.

Säteilytoiminnan turvallisuus 2013. ST-ohje 1.1. Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014. ST-ohje 3.3. Säteilysturvakeskus.

Säteilysturvakeskus 2009. Ihmisen radioaktiivisuus. Säteily- ja ydinturvallisuuskatsaus. Viitattu 11.5.2015, http://www.stuk.fi/ihminen-ja-sateily/ihmisen_radioaktiivisuus/fi_FI/keskimaarainen_sateilyannos/.

Tapiovaara, M., Pukkila, O. & Miettinen, A. 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa O. Pukkila (toim.) Säteilystyn käyttö. Hämeenlinna: Säteilysturvakeskus. 13–180.

Tenkanen-Rautakoski, P. 2006. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. STUK-B-STO 62. STUK. Viitattu 29.9.2015, <http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/123531/stuk-b-sto62.pdf?sequence=1>

Tenkanen-Rautakoski, P. 2010. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2008. STUK B-121. STUK. Viitattu 29.9.2015, <http://julkari.fi/bitstream/handle/10024/124148/stuk-b121.pdf?sequence=1>

Unfors 2011. Philips DoseAware – making the invisible visible. Viitattu 17.12.2015, <http://www2.unfors.se/products.php?catid=266>

Vilkkä, H. 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi.

Wallace, H., Martin, Sutton, D.G., Peet, D. & Williams, J.R. 2012. Establishment of scatter factors for use in shielding calculations and risk assessment for computed tomography facilities, Journal of Radiological Protection, 2012, 32, (1), 39-50.

Taulukko 4. Annosnopeudet (mSv/h) 1.8 m korkeudella

Kulma (°)	etäisyys (m)	Tyhjä huone (mSv/h)	Toimenpideolosuhteet (mSv/h)
0	1.5	0.068	0.056
0	2.0	0.072	0.064
0	3.0	0.053	0.037
30	1.0	1.608	1.113
30	1.5	1.448	1.065
30	2.0	0.957	0.970
30	3.0	0.458	0.432
30	4.0	0.243	0.248
60	1.0	3.954	3.652
60	1.5	2.525	3.137
60	2.0	1.216	1.284
60	3.0	0.542	0.547
90	3.0	0.389	0.298
90	4.0	0.176	0.202
120	1.0	4.113	5.360
120	1.5	2.993	2.345
120	2.0	1.461	0.059
120	3.0	0.619	0.050
150	1.0	1.617	1.574
150	1.5	1.118	1.034
150	2.0	0.521	0.417
150	3.0	0.214	0.171
180	1.5	0.043	0.030
180	2.0	0.045	0.030

Taulukko 5. Annosnopeudet (mSv/h) 1.4 m korkeudella.

Kulma (°)	etäisyys (m)	Tyhjä huone (mSv/h)	Toimenpideolosuhteet (mSv/h)
0	1.5	0.078	0.077
0	2.0	0.089	0.080
0	3.0	0.066	0.046
30	1.0	3.072	2.450
30	1.5	1.585	1.278
30	2.0	1.223	1.054
30	3.0	0.510	0.488
30	4.0	0.263	0.272
60	1.0	4.818	5.262
60	1.5	2.039	2.166
60	2.0	1.075	1.169
60	3.0	0.477	0.532
90	3.0	0.227	0.241
90	4.0	0.126	0.121
120	1.0	5.028	5.911
120	1.5	2.276	2.215
120	2.0	1.244	0.052
120	3.0	0.566	0.042
150	1.0	2.204	1.939
150	1.5	0.703	0.696
150	2.0	0.444	0.354
150	3.0	0.227	0.199
180	1.5	-	-
180	2.0	0.036	0.016

- = mittaustulos alle mittausrajan, ei rekisteröityä signaalia

Taulukko 6. Annosnopeudet (mSv/h) 1 m korkeudella

Kulma (°)	etäisyys (m)	Tyhjä huone (mSv/h)	Toimenpideolosuhteet (mSv/h)
0	1.5	0.058	0.065
0	2.0	0.058	0.069
0	3.0	0.036	0.049
30	1.0	2.939	3.119
30	1.5	1.582	1.513
30	2.0	0.949	0.993
30	3.0	0.416	0.389
30	4.0	0.236	0.303
60	1.0	4.358	4.606
60	1.5	1.757	1.771
60	2.0	0.993	0.972
60	3.0	0.429	0.469
90	1.0	0.147	0.167
90	1.5	0.109	0.087
90	2.0	0.146	0.129
90	3.0	0.117	0.111
90	4.0	0.060	0.072
120	1.0	4.738	5.355
120	1.50	1.958	2.059
120	2.0	1.023	-
120	3.0	0.488	0.026
150	1.0	4.584	3.311
150	1.50	1.387	1.234
150	2.0	0.637	0.414
150	3.0	0.226	0.221
180	1.50	-	-
180	2.0	0.017	0.020

- = mittausulos alle mittausrajan, ei rekisteröityä signaalia

Päivämäärä: _____

Tekijä: _____

Mittari: _____

Korkeus: _____ (m)

Klo	Kulma (°)	etäisyys (m)